

Université de Montréal

Comparaison du patron locomoteur entre les patients ayant  
subi une arthroplastie de resurfaçage de la hanche  
et les sujets contrôles

par  
Véronique Villaggi

Département de kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de M.Sc. Science de l'activité physique

Avril 2006

© Véronique Villaggi, 2006



191

201

154

2006

11007

## AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

## NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :  
Comparaison du patron locomoteur entre les patients ayant subi une arthroplastie de  
resurfaçage de la hanche et les sujets contrôles.

présenté par :  
Véronique Villaggi

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Paul Allard, PhD  
président-rapporteur

François Prince, PhD  
directeur de recherche

Pascal-André Vendittoli, MD  
codirecteur

Martin Lavigne, MD  
membre du jury

## RÉSUMÉ

Statistique Canada rapporte qu'en 2005, près de 20 000 arthroplasties de la hanche ont été effectuées. Plusieurs éléments laissent croire qu'une nouvelle technique, l'arthroplastie de resurfaçage métal-métal, pourrait entraîner d'excellents résultats. Peu d'études se sont intéressées à l'impact de ce type de prothèse sur le patron locomoteur. La présente étude compare, à l'aide d'un système d'analyse cinématique et cinétique, le patron locomoteur des patients ayant subi une arthroplastie de resurfaçage de la hanche à celui des sujets contrôles. Les patients ont été évalués avant la chirurgie et six mois après l'implantation. Un groupe contrôle, apparié pour l'âge et le sexe, a été constitué comme base de comparaison.

Avant la chirurgie, le groupe resurfaçage avait une vitesse de marche significativement moindre, des amplitudes articulaires significativement plus faibles au genou et à la hanche et significativement moins d'absorption d'énergie par les fléchisseurs de la hanche en phase de mi-support que le groupe contrôle. Bien que les résultats montrent une amélioration statistiquement significative de l'amplitude articulaire à la hanche en post-opératoire, ce paramètre demeure inférieur à la valeur du groupe contrôle. La vitesse de marche à six mois était significativement supérieure à celle du groupe contrôle. Les résultats de cette étude démontrent une amélioration du patron locomoteur six mois après une arthroplastie de resurfaçage.

Mots clés : hanche, arthroplastie, resurfaçage, ostéoarthrite, locomotion, cinétique, cinématique, énergie.

## ABSTRACT

Statistic Canada reports, in 2005, nearly 20 000 hip arthroplasties. Some authors have claimed that a new technique, the metal-on-metal surface replacement arthroplasty (SRA), might lead to good results. Very few studies investigated the effect of the SRA on the gait pattern. The purpose of this study was to compare, with a kinetic and kinematic analysis system, the gait pattern of a SRA group and a control group. The SRA group's patients were tested once before surgery and once six months after surgery. The participants of the two groups were matched for age and sex.

Before surgery, the SRA group had a significantly lower walking speed, a significantly lower range of motion at the knee and hip, and significantly less energy absorption by the hip flexors during mid-stance than the control group. Although the range of motion at the hip increased significantly after surgery, the SRA group's value did not reach the control group's value. After surgery, the SRA group's walking speed was significantly higher than the control group's value. The results of this study show an improvement of the gait pattern six months after SRA.

Keywords: hip, arthroplasty, resurfacing, osteoarthritis, gait analysis, kinetics, kinematics, energy.

## TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	i
ABSTRACT.....	ii
LISTE DES TABLEAUX.....	v
LISTE DES FIGURES.....	vi
LISTE DE ABRÉVIATIONS.....	vii
REMERCIEMENTS.....	viii
CHAPITRE 1 - INTRODUCTION.....	1
Problématique de l'ostéoarthrite.....	1
Cycle de marche chez l'adulte sain.....	4
Analyse de la locomotion.....	5
Arthroplastie totale de la hanche.....	24
Arthroplastie de resurfaçage de la hanche.....	26
Question de recherche.....	30
Hypothèses.....	30
CHAPITRE 2 - MÉTHODOLOGIE.....	31
Contexte et caractéristiques du projet d'étude.....	31
Critères de sélection des sujets.....	32
Procédure chirurgicale.....	34

Matériel.....	34
Protocole expérimental.....	36
Traitement des données et analyse statistique.....	37
CHAPITRE 3 : RÉSULTATS.....	39
Présentation de l'article.....	39
Article.....	41
CHAPITRE 4 - DISCUSSION.....	53
Variables spatio-temporelles.....	53
Variables cinématiques.....	55
Variables cinétiques.....	56
Limites de l'étude et recommandations.....	59
CHAPITRE 5 - CONCLUSION.....	61
BIBLIOGRAPHIE.....	62
ANNEXE 1 – Accord des co-auteurs.....	i



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau I – Caractéristiques des participants.....	33
Table II – Subject's characteristics.....	44
Table III – Spatio-temporal parameters.....	47
Table IV – Angular kinematics (ROM).....	47
Table V – Mechanical work.....	48
Tableau VI – Travail mécanique.....	58

## LISTE DES FIGURES

Figure 1 – Cycle de marche.....	4
Figure 2 – Schéma des phases du cycle de marche de la jambe droite.....	5
Figure 3 – Angles à la cheville, au genou et à la hanche lors du cycle de marche.....	11
Figure 4 – Diagramme des corps libres.....	17
Figure 5 – Moments de force à la cheville, au genou et à la hanche lors du cycle de marche.....	18
Figure 6 – Puissances à la cheville, au genou et à la hanche lors du cycle de marche.....	22
Figure 7 – Prothèse totale.....	24
Figure 8 – Prothèse de resurfaçage.....	26
Figure 9 – Emplacement des marqueurs.....	35
Figure 10 – Équipement utilisé.....	36

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

A1	Absorption d'énergie par les fléchisseurs plantaires
A2	Génération d'énergie par les fléchisseurs plantaires
BMI	Body mass index
CdeM	Centre de masse
H1	Génération d'énergie par les extenseurs de la hanche
H2	Absorption d'énergie par les fléchisseurs de la hanche
H3	Génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche
IMC	Indice de masse corporelle
K1	Absorption d'énergie par les extenseurs du genou
K2	Génération d'énergie par les extenseurs du genou
K3	Absorption d'énergie par les extenseurs du genou
K4	Absorption d'énergie par les fléchisseurs du genou
PTH	Prothèse totale de hanche
ROM	Range of motion
SRA	Surface replacement arthroplasty
THA	Total hip arthroplasty

## REMERCIEMENTS

Je tiens premièrement à remercier mon directeur de recherche, François Prince, ainsi que mon co-directeur, Pascal-André Vendittoli pour leur temps, leur support et leurs précieux conseils. Je remercie particulièrement Julie Nantel, pour sa patience et son aide grandement appréciée. Merci également à ma famille ainsi qu'à mon conjoint, pour leur soutien et leurs encouragements. Finalement, je remercie mes collègues pour les nombreux services rendus ainsi que pour leur présence, qui a rendu chaque journée beaucoup plus agréable. Sans la collaboration de chacune de ces personnes, il est certain que ce projet de maîtrise n'aurait pu être mené à terme.

## CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

L'objectif de ce chapitre est de définir la question de recherche ainsi que les connaissances actuelles en matière d'arthroplastie de la hanche. Pour ce faire, il sera d'abord question de la problématique de l'ostéoarthrite. Nous décrirons ensuite les étapes du cycle de marche, puis nous discuterons des différentes variables importantes à surveiller lors de l'analyse de la locomotion humaine. Nous présenterons par la suite une synthèse critique de la littérature portant sur l'arthroplastie de resurfaçage de la hanche. Nous formulerons notre question de recherche, puis nous terminerons en énonçant nos hypothèses concernant l'évolution des variables clés suite à l'arthroplastie de resurfaçage.

### Problématique de l'ostéoarthrite

La marche occupe une place primordiale dans la vie de l'être humain; elle est le pilier des activités de la vie quotidienne. Omniprésente, pratiquée et répétée sans relâche depuis la plus tendre enfance, la marche nous semble, la plupart du temps, simple et facile alors qu'il s'agit en réalité d'une série de mouvements complexe, planifiée et réalisée avec une grande précision. Cette tâche, que l'on a parfois tendance à considérer comme automatique, nous apparaît dans toute sa complexité lorsqu'un problème quelconque survient et nous empêche de profiter pleinement de l'autonomie et de la qualité de vie que nous procurent la marche.

Plusieurs problèmes affectant directement ou indirectement la locomotion font leur apparition avec le vieillissement (pour une revue voir : Prince, Corriveau, Hébert et Winter, 1997). Effectivement, l'avancement en âge se fait rarement sans le

développement de douleurs musculo-squelettiques, et ce, plus particulièrement au niveau des articulations des membres inférieurs. Or, l'on sait que l'espérance de vie augmente au Canada comme dans tous les pays industrialisés (Statistique Canada, 2006), et que, par conséquent, les pathologies reliées au vieillissement affectent une proportion grandissante de la population. Sachant que l'âge est l'un des plus importants facteurs de risque associé à l'ostéoarthrite (Stürmer, Gunter et Brenner, 2000) il n'est pas surprenant qu'un nombre croissant de personnes soient aux prises avec des douleurs arthritiques.

Dans le cas de dégénérescence sévère de l'articulation de la hanche, ou coxarthrose, causant des douleurs importantes, l'arthroplastie est une solution possible. Cette pratique chirurgicale relativement fréquente consiste à remplacer l'articulation atteinte par une prothèse. Statistique Canada rapporte en effet près de 20 000 arthroplasties de la hanche au Canada en 2005 (Statistique Canada, 2006). Il existe plusieurs catégories de prothèses pouvant être implantées lors d'arthroplasties de la hanche, la plus courante étant la prothèse totale de hanche (PTH). La tige de la prothèse, appelée tige fémorale, est fixée dans le canal fémoral et vient remplacer la tête ainsi que le col fémoral, alors que l'acétabulum, est remplacé par une cupule métallique.

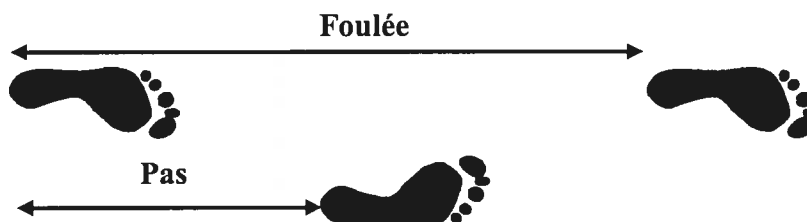
Les impacts de l'arthroplastie totale de la hanche sur les différents paramètres de la démarche ainsi que le soulagement de la douleur sont bien documentés (Long, Dorr, Healy et Perry, 1992; Miki, Sugano, Hagio, Nishii, Kawakami, Kakimoto, Nakamura, et Yoshikawa, 2004) et sont satisfaisants, bien que certaines anomalies du patron de marche subsistent après la chirurgie (Perrin, Dorr, Perry, Gronley et Hull, 1985; Perron, Malouin, Moffet et McFadyen, 2000).

Vers la fin des années '70, on assiste à l'arrivée sur le marché d'une autre catégorie de prothèse; la prothèse de resurfaçage. À cette époque, la composante fémorale était faite d'un alliage métallique de chrome/cobalt et la composante acétabulaire de polyéthylène. Conservant l'anatomie du fémur proximal, ces implants présentent plusieurs avantages potentiels par rapport à la PTH. En effet, le resurfaçage permettrait une meilleure reproduction de l'anatomie et de la biomécanique articulaire et faciliterait les interventions de révisions (DeSmet, Pattyn et Verdonk, 2002). Malheureusement, les résultats obtenus durant les années '70 et '80 sont loin d'être à la hauteur des attentes. Trois ans après l'arthroplastie, plus de 50% des cas nécessitent une seconde intervention chirurgicale en raison d'un descellement des implants secondaire à l'usure du polyéthylène (Amstutz, Thomas, Jinnah, Kim, Grogan et Yale, 1984; Schmalzried, Fowble, Ure et Amstutz, 1996). Ces résultats à moyen terme étant nettement inférieures à ceux des PTH, cette technique est provisoirement abandonnée pendant que des chercheurs s'intéressent aux façons de résoudre ce problème. Ce n'est que vers le milieu des années '90 qu'une deuxième génération de prothèses de resurfaçage, utilisant cette fois des surfaces de charge métal sur métal, fut introduite. Bien que cette catégorie de prothèses présente plusieurs avantages théoriques (DeSmet, Pattyn et Verdonk, 2002), très peu d'études se sont consacrées jusqu'à maintenant à l'analyse des prothèses de resurfaçage métal/métal. Il y a donc lieu de s'interroger quant aux impacts de ce type de prothèse sur la vie quotidienne des patients et plus particulièrement sur leur démarche.

### Cycle de marche chez l'adulte sain

Un cycle de marche se définit de 0% à 100%, débute au contact initial du pied au sol (0%), normalement réalisé avec le talon, et se termine au prochain contact talon du même pied (100%) (Inman, Ralston et Todd, 1981). Un cycle de marche complet correspond à une foulée, qui, elle-même, correspond à deux pas (Figure 1). La longueur d'un pas représente la distance comprise entre le contact talon d'un pied et le contact talon du pied opposé.

Figure 1 – Cycle de marche

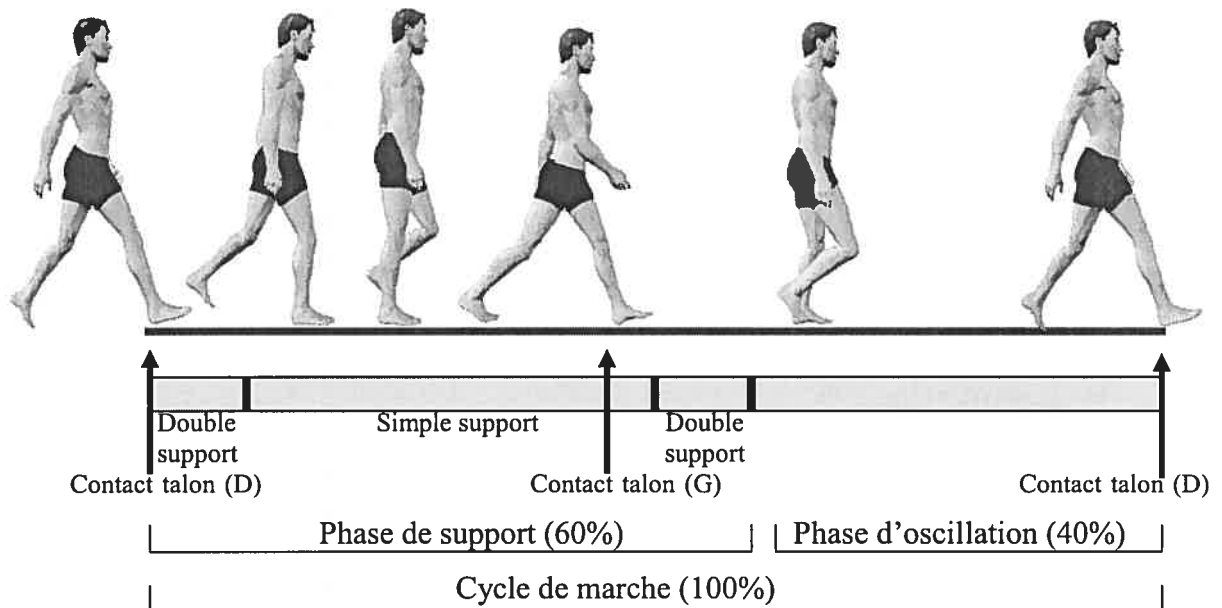


Le cycle de marche comprend deux phases; la phase de support et la phase d'oscillation (Figure 2). La phase de support correspond à la période où le pied est en contact avec le sol, occupant ainsi les premiers 60% du cycle de marche. Le début et la fin de cette phase sont définis respectivement par le contact talon et le décollement des orteils. La phase de support est elle-même divisée en une phase de simple support et deux phases de double support. Durant le simple support, le marcheur se retrouve en appui unipodal, le pied opposé étant en phase d'oscillation, alors que durant le double support, les deux pieds du marcheur sont en appui avec le sol. Le simple support occupe la majeure partie la phase d'appui (40%), et les 20% restants étant répartis également entre les deux phases de double support. La phase



suivante, c'est-à-dire la phase d'oscillation, correspond à la période durant laquelle le pied est phase d'envol. Cette phase débute au décolllement des orteils et prend fin au contact talon, occupant 40% du cycle de marche.

Figure 2- Schéma des phases du cycle de marche de la jambe droite. D;droite G;gauche



### Analyse de la locomotion

La présente section vise à identifier et à expliquer les principales variables d'intérêt retrouvées dans la littérature lors de l'analyse du patron locomoteur humain. Nous décrirons d'abord les variables spatio-temporelles, puis les paramètres cinématiques (déplacements angulaires) et nous terminerons avec la description des variables cinétiques (forces, moments de force, puissances et travail mécanique). Lors de l'étude de la locomotion, on recherche particulièrement des amplitudes similaires à celle retrouvées chez les sujets sains pour chacun des paramètres ainsi qu'une symétrie bilatérale. Il est clair dans la littérature qu'une

démarche pathologique se traduit, la plupart du temps, par la présence d'une anomalie de l'amplitude angulaire (Gore, Murray, Gardner et Sepic, 1985; Loizeau, Allard, Duhaime, et Landjerit, 1995; Long, Dorr, Healy et Perry, 1992) ou de la symétrie pour les paramètres spatio-temporaux, cinématiques ou cinétiques (Aminian, Rezakhanlou, De Andres, Fritsh, Leyvraz et Robert, 1999; Miki, Sugano, Hagio, Nishii, Kawakami, Kakimoto, Nakamura et Yoshikawa, 2004; Nolan, Wit, Dudzinski, Lees, Lake et Wychowanski, 2003; Shih, Du, Lin et Wu, 1994). Il est important de mentionner que la présence d'une asymétrie au niveau de ces paramètres signifie souvent la présence de contraintes inégales au niveau des membres inférieurs et qui risquent d'entraîner, à long terme, des douleurs articulaires et une usure prématurée de certaines articulations (Hurwitz, Sumner et Block, 2001).

#### *Variables spatio-temporelles*

Les variables spatio-temporelles sont utiles pour décrire le patron de marche et permettent souvent de déceler certaines anomalies liées à une démarche pathologique. Les principaux paramètres spatio-temporaux sont la vitesse de marche, la cadence, la longueur des pas ainsi que la durée des phases de support et de double support.

#### *Vitesse de marche*

Parmi les variables utilisées pour décrire la locomotion, la vitesse de marche est probablement la plus communément rapportée. Non seulement cette variable est particulièrement importante au niveau des activités de la vie quotidienne, mais elle

est également, selon Andriacchi, Ogle et Galante (1977), un excellent indicateur de la présence d'une quelconque anomalie de la marche. Effectivement, il est bien connu que la diminution de la vitesse de marche est commune à plusieurs pathologies (Berman, Quinn et Zarro, 1991; Gore et al., 1985; Kirtley, Whittle et Jefferson, 1985; Laufer, 2005; Long et al., 1992; Miki et al., 2004; Murray, Kory, Clarkson et Sepic, 1966; Murray, Mollinger, Gardner et Sepic, 1984; Perrin, Dorr, Perry Gronley et Hull, 1985), ce qui en fait une variable de premier choix pour vérifier la normalité de la démarche suite à une intervention chirurgicale telle l'arthroplastie de la hanche. Par ailleurs, selon Nolan et al. (2003), la plupart des paramètres de la locomotion sont fortement affectés par la vitesse de marche. Les vitesses de marche normales rapportées dans la littérature pour des adultes sains se situent généralement entre 1,3 m/s et 1,5 m/s (Kirtley, Whittle et Jefferson, 1985; Laufer, 2005; Murray et al., 1984; Winter, 1991). Il est important de mentionner que la vitesse de marche dite « normale » représente la marche à cadence naturelle, c'est-à-dire celle choisie arbitrairement par l'individu. Elle correspond à la vitesse à laquelle le patron de marche est le plus efficace et le plus économique énergiquement parlant (Inman et al., 1981). La vitesse (V) est le produit de la cadence et de la longueur des pas :

$$V \text{ (m/s)} = \frac{\text{cadence (pas/min)} \times \text{longueur des foulées (m)}}{120} \quad \text{Éq.1}$$

Une réduction de la vitesse de marche peut donc être due à une diminution de la cadence, de la longueur des pas, ou de ces deux variables. La cadence et la longueur des pas s'ajoutent donc à la liste des variables importantes dans l'analyse

du patron de marche. Winter (1991) rapporte, chez des adultes contrôles, une cadence et une longueur de foulée moyennes respectives de 107 pas/min et 1,51 m à la marche normale. D'une manière générale, la littérature considère comme « normale » une cadence entre 100 et 115 pas/min (Kirtley, Whittle et Jefferson, 1985; Murray et al., 1984; Winter, 1991).

Tel que mentionné précédemment, une démarche pathologique est souvent associée à une diminution de la vitesse de marche. Il est par conséquent fréquent de retrouver des valeurs à la marche normale chez les populations symptomatiques qui correspondent à celles retrouvées lors de la marche lente chez des sujets contrôles. La démarche dite « lente » désigne une cadence réduite de 20 pas/min, c'est-à-dire d'environ 80 à 95 pas/min (Murray et al., 1984; Winter, 1991). Lors de son analyse de la marche lente, Winter (1991) a obtenu, chez ses sujets contrôles, une cadence de 86,8 pas/min ainsi qu'une longueur de foulée de 1,38 m, résultant en une vitesse de marche de 1,0 m/s.

Par ailleurs, la marche rapide permet de mettre en évidence les paramètres locomoteurs qui sont mis au défi lors des déplacements chez plusieurs populations symptomatiques (Laufer, 2005; Nolan et al., 2003; Ward et Powers, 2004). Effectivement, en obligeant le corps à effectuer une tâche plus exigeante, on impose une contrainte au système locomoteur, qui a souvent pour effet d'accentuer les différentes anomalies du patron de marche. Une vitesse de marche rapide se définit habituellement par une cadence augmentée de 20 pas/min par rapport à la marche normale, c'est-à-dire approximativement 120 à 135 pas/min (Murray et al., 1984; Winter, 1991). À titre d'exemple, Winter (1991) indique qu'à la marche rapide, ses sujets contrôles avaient une cadence moyenne de 123,1 pas/min ainsi qu'une

longueur de foulée moyenne d'environ 1,64 m, ce qui permet d'atteindre une vitesse de 1,68 m/s.

### *Phases de support et de double support*

Parmi les autres variables spatio-temporelles couramment utilisées, mentionnons la durée des phases de support et de double support. La raison de l'intérêt porté à ces variables nous ramène à la définition même du concept d'équilibre : un corps est stable si la projection verticale de son centre de masse (CdeM) est à l'intérieur de sa base de support. Or à la marche, la projection du CdeM suit une trajectoire ondulée, longeant le bord externe de la face médiale du pied lors de la phase de simple support. Lors de cette phase, le marcheur n'est donc pas en situation d'équilibre. En réalité, l'état d'équilibre n'est atteint que temporairement lors du cycle de marche, et ce, durant les deux phases de double support (Winter, 1991). Donc, une personne atteinte d'une pathologie entraînant un déficit au niveau du contrôle de l'équilibre postural cherchera à augmenter la durée des phases de double support, de manière à demeurer plus longtemps en situation d'équilibre. Ce faisant, cette personne stabilise sa démarche et diminue son risque de chute. La littérature décrit effectivement une augmentation fréquente de la durée de la phase de double support à la marche pathologique (Aminian et al., 1999; Berman, Quinn et Zarro, 1991; Laufer, 2005). Il est donc très intéressant et pertinent d'étudier la durée des phases de support et de double support puisque la durée de chacune de ces deux phases reflète la normalité de la démarche ainsi que du contrôle de l'équilibre.

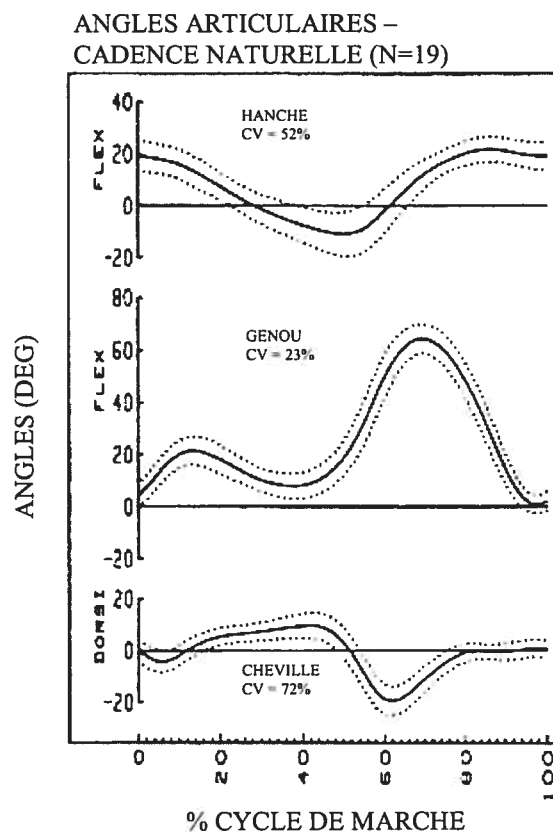
Ainsi, parmi les variables spatio-temporelles les plus pertinentes lors de l'analyse de la locomotion humaine, l'on retrouve notamment la vitesse de marche, la longueur des pas, la cadence et la durée des phases de support et de double support.

### *Variables cinématiques*

Tout comme l'analyse spatio-temporelle, les différents paramètres cinématiques sont utiles pour quantifier le résultat final de la locomotion et déceler de potentielles anomalies dans le patron de marche (Winter, 1991). La cinématique s'exprime principalement via les déplacements angulaires. Elle permet donc, à l'aide des angles calculés à la cheville, au genou et à la hanche, de décrire et de quantifier les déplacements angulaires segmentaires lors de la locomotion.

Les angles articulaires sont exprimés de façon relative, c'est-à-dire que chaque mesure représente l'angle entre deux segments, et non la position de ces segments dans l'espace. Les angles neutres sont ceux retrouvés dans la position anatomique de base. La Figure 3 présente l'évolution de la moyenne des angles aux articulations du membre inférieur lors d'un cycle de marche chez 19 adultes sains.

Figure 3 – Angles à la cheville, au genou et à la hanche lors du cycle de marche (adapté de Winter, 1991)



#### *Cinématique angulaire de la cheville*

Lors du contact talon (0%), la cheville est pratiquement en position neutre. Durant les premiers 10% du cycle de marche, elle effectue une flexion plantaire d'environ 5° pour atteindre la phase du pied plat. Par la suite, le CdeM progresse antérieurement et passe au-dessus du pied, provoquant une rotation du tibia au-dessus de la cheville, ce qui résulte en une flexion dorsale d'environ 10°. La cheville amorce ensuite la poussée, ce qui nécessite une nouvelle flexion plantaire d'une amplitude de 28° allant jusqu'au décolllement des orteils, effectué à 60% du

cycle de marche. Durant la phase d'oscillation, la cheville revient à la position neutre dans le but de préparer le contact talon suivant.

### *Cinématique angulaire du genou*

Au commencement du cycle de marche, le genou affiche une légère flexion (environ  $5^\circ$ ), cette flexion augmente graduellement pour atteindre un premier sommet de  $20^\circ$  à 10% du cycle de marche, c'est-à-dire au moment de la mise en charge maximale du poids du corps. Entre 10% et 40% du cycle de marche, le genou décrit une extension sur  $10^\circ$  pour ensuite fléchir considérablement et atteindre près de  $70^\circ$  durant la phase d'oscillation. Durant cette phase, le genou tend à retourner en position neutre ( $5^\circ$  de flexion), encore une fois dans le but de préparer le contact talon suivant.

### *Cinématique angulaire de la hanche*

Lors du contact initial du pied au sol, on observe une flexion d'environ  $20^\circ$  à la hanche. Celle-ci décrit ensuite une extension, contribuant ainsi à la progression antérieure du CdeM au-dessus de la base de support lors de la phase de simple support. La hanche atteint son extension maximale ( $10^\circ$ ) à environ 50% du cycle de marche, suite à quoi elle effectue une flexion qui illustre la tirade destinée à amener la jambe vers l'avant et préparer le prochain contact talon.



### *Variables cinétiques*

Les résultats observés lors de l'analyse cinématique sont attribués aux forces et aux moments de forces générés par les muscles. Cette composante de l'analyse de la locomotion, appelée cinétique, est essentielle, car elle permet la compréhension des mécanismes qui régissent la marche, ainsi que des adaptations qui prennent place suite à diverses perturbations du système locomoteur. L'importance de la cinétique dans l'analyse biomécanique de la marche est bien exprimée par Winter et Eng (1995), qui la définissent comme une fenêtre ouverte sur les buts et stratégies du système nerveux central. Les paramètres cinétiques sont les moments de forces, les puissances ainsi que le travail mécanique et sont habituellement normalisés en fonction du poids du corps de manière à permettre des comparaisons inter-individuelles.

### *Moments de force*

Par définition, un moment de force, exprimé en  $\text{Newton} \times \text{mètres}$  (Nm), est une force agissant à une certaine distance d'un point de rotation, et qui tend à créer une accélération angulaire autour de ce point d'appui. Par contre, cette définition ne convient pas au calcul des moments de force dans une chaîne pluri-articulée telle le corps humain, car elle ne tient pas compte de l'influence des mouvements des segments adjacents ni de l'inertie de ceux-ci.

Dans le corps humain, les moments agissants aux différentes articulations peuvent être estimés grâce à la dynamique inverse (Bresler et Frankel, 1950; Winter, 1990). Cette méthode s'appuie sur les cinq prémisses suivantes :

- 1) Chaque segment possède une masse fixe qui se comporte comme une masse regroupée en un point localisé au CdeM,
- 2) L'emplacement de chaque CdeM par rapport au segment demeure fixe durant le mouvement,
- 3) Les articulations sont considérées comme des charnières qui ne permettent le mouvement que dans un seul plan,
- 4) Le moment d'inertie de chaque segment au CdeM demeure constant durant le mouvement,
- 5) La longueur de chaque segment demeure constante durant le mouvement.

La dynamique inverse se base également sur la seconde loi de Newton (Éq. 2, 3 et 4), et exige que l'on décompose le mouvement planaire en ses composantes horizontale (selon l'axe des X) et verticale (selon l'axe des Y) selon les équations suivantes :

$$\Sigma F_x = ma_x \quad \text{Éq. 2}$$

$$\Sigma F_y = ma_y \quad \text{Éq. 3}$$

où  $F_i$  représente les forces, exprimées en Newtons (N),  $m$  représente la masse (kg) et  $a_i$  représente l'accélération linéaire et est exprimée en  $m/s^2$ .

Ces équations permettent de calculer les forces agissant au point proximal d'un segment. Par la suite, nous pouvons appliquer le théorème suivant :

$$\Sigma M = I\alpha \quad \text{Éq. 4}$$

où  $M$  représente les moments, exprimés en Nm,  $I$  représente le moment d'inertie du segment, exprimé en  $\text{kgm}^2$  et  $\alpha$  représente l'accélération angulaire, exprimée en  $\text{radians/s}^2$ .

Pour résoudre ces équations, on doit y introduire le poids du segment, l'accélération linéaire du CdeM du segment fournie par la cinématique, de même que les différentes forces de réaction au sol agissant sur la partie distale du segment et représentées sur la Figure 4 (a), à l'aide d'un diagramme des corps libres. Les forces agissant sur un segment sont : les forces externes (force gravitationnelle et forces de réaction au sol) ainsi que les forces musculaires et ligamentaires (Winter, 1990). La force gravitationnelle agit sur le CdeM du segment, dont la valeur et l'emplacement peuvent être estimés à l'aide de tables anthropométriques et de la position des repères anatomiques sur le segment (Winter, 1990). La grandeur et le point d'application des forces de réaction au sol peuvent être déterminés à l'aide d'une plateforme de force, alors que le moment de force agissant à la cheville est inconnu à la base. Connaissant la valeur des forces distales et gravitationnelles (mg), nous sommes en mesure de calculer la valeur des forces de réaction proximales du segment, agissant à la cheville :

$$R_{yp} = ma_y + mg + R_{yd} \quad \text{Éq. 5*}$$

$$R_{xp} = ma_x + R_{xd} \quad \text{Éq. 6*}$$

où  $R_{xd}$  et  $R_{yd}$  représentent la force distale de réaction au sol,  $R_{xp}$  et  $R_{yp}$  représentent la force de réaction agissant sur la partie proximale du segment.

\*Les équations 5 et 6 font référence au diagramme des corps libres (Figure 4 b).

Selon la troisième loi de Newton, à chaque articulation, les forces agissant sur le segment proximal seront égales aux forces agissant sur le segment distal, mais seront appliquées dans le sens opposé. Nous connaissons donc les forces agissant sur l'extrémité distale du segment suivant, ce qui nous permet d'appliquer la même procédure et de trouver les forces agissant au genou, et ainsi de suite.

Ensuite, connaissant toutes les forces agissant sur un segment, nous sommes en mesure de pouvoir estimer le moment net agissant à cette articulation. À titre d'exemple, le moment net proximal agissant à la cheville ( $M_p$ ) peut être estimé en résolvant l'équation suivante :

$$M_p - M_d - R_{xd}d_1\sin\theta + R_{yd}d_1\cos\theta - R_{xp}d_2\sin\theta + R_{yp}d_2\cos\theta = md_2^2 \alpha \quad \text{Éq. 7*}$$

\*L'équation 7 fait référence au diagramme des corps libres (Figure 4 b).

Figure 4 –Diagrammes des corps libres (d'après Winter, 1990).

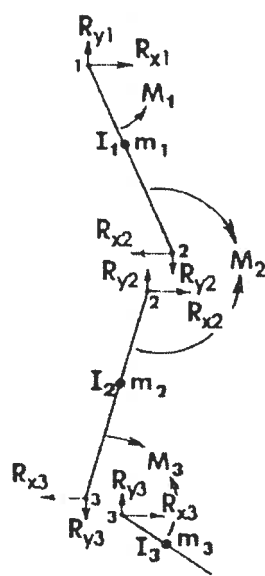


Figure 4 (a) - Membre inférieur

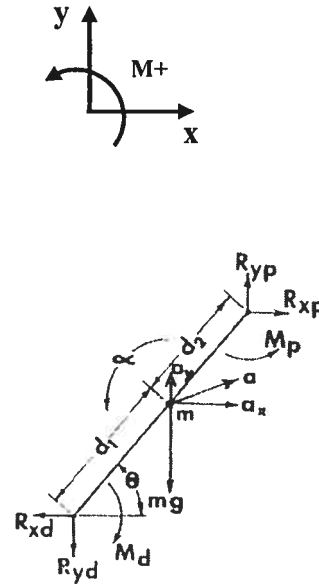


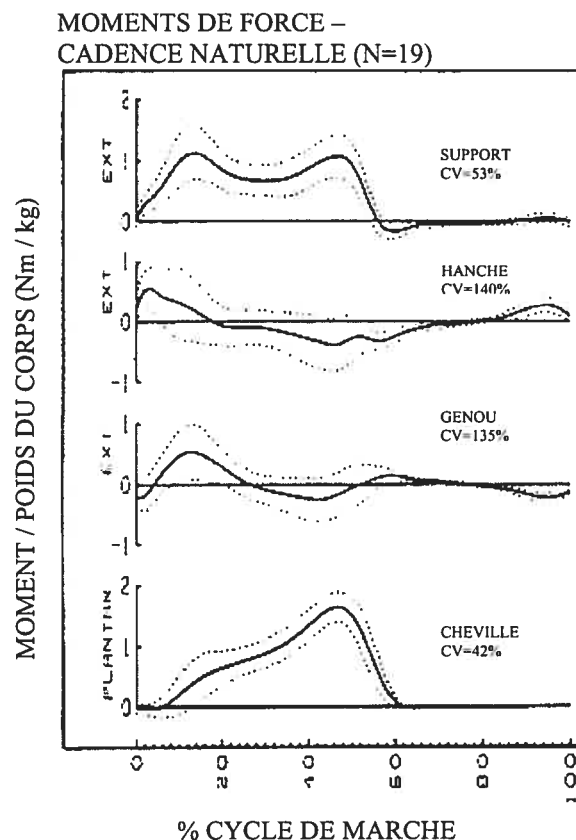
Figure 4 (b) - Pied

où  $d_1$  représente la distance entre le CdeM du segment et son extrémité distale,  $d_2$  représente la distance entre le centre articulaire proximal et le CdeM du segment,  $R_{xd}$  et  $R_{yd}$  représentent la force de réaction au sol,  $R_{xp}$  et  $R_{yp}$  représentent la force de réaction agissant sur le segment à l'articulation proximale,  $m$  représente la masse d'un segment, située au CdeM,  $g$  représente la force gravitationnelle  $a_x$  et  $a_y$  représentent l'accélération linéaire,  $\alpha$  l'accélération angulaire,  $M_d$  et  $M_p$  représentent les moments de force agissant sur le segment distal et proximal,  $I$  représente l'inertie du segment et  $\theta$  représente l'angle formé par le pied et le sol.

La principale faiblesse de la dynamique inverse réside dans le fait que cette méthode permet d'estimer les moments articulaires résultants, sans fournir d'indications sur la contribution des moments agonistes et antagonistes.

Dans la prochaine section, nous décrirons les moments de force retrouvés aux articulations des membres inférieurs lors d'un cycle de marche. Ceux-ci sont illustrés à la Figure 5 et leur description ainsi que leur interprétation seront fournies dans la section suivante.

Figure 5 – Moments de force à la cheville, au genou et à la hanche lors du cycle de marche (adapté de Winter, 1991)



Tout d'abord, on note à la cheville un faible moment réalisé par les fléchisseurs dorsaux lors du contact talon (0% cycle de marche), résultat d'une activation du tibial antérieur ayant pour but de ralentir la descente du pied jusqu'à ce que le pied soit à plat. À partir de l'instant où le pied est à plat sur le sol (5% cycle de marche), le moment agissant à la cheville devient un moment produit par les fléchisseurs plantaires. On observe également une progression de ce moment jusqu'à la poussée, suite à quoi le pied se retrouve en phase d'oscillation; les muscles de la loge antérieure sont probablement sollicités afin de soulever le pied,

mais ne contribuent pas à un moment significatif. Cette phase a pour but de préparer la position du pied en vue du prochain contact talon et d'assurer une distance sécuritaire entre le pied et le sol.

Au niveau du genou, le moment devient très rapidement extenseur, et, ce faisant, il empêche l'affaissement du corps lors de l'acceptation du poids. Vers 12% du cycle de marche ce moment permet l'extension du genou ainsi que l'élévation du CdeM. En d'autres termes, ce moment extenseur prépare le genou à soutenir le poids du corps durant la phase de support. On note par la suite un moment fléchisseur, résultant à la fois de l'amorce de la poussée à la cheville par le muscle gastrocnémien et de l'action des ischios-jambiers. Vers 50% du cycle de marche, ce moment redevient extenseur dans le but de ralentir et de contrôler la flexion du genou lors de la poussée. Le moment fléchisseur observé à la toute fin de la phase d'oscillation vise à ralentir et à contrôler l'extension du genou observée durant la phase d'oscillation.

Le moment à la hanche retrouvé au tout début du cycle de marche résulte d'une activation des extenseurs visant à tirer le CdeM au-dessus de l'appui. Durant la phase de mi-support (20% cycle de marche), le moment observé à la hanche devient fléchisseur. Ce moment a pour but de contrôler le mouvement d'extension du tronc durant la transition vers la phase de double support et est associé à une contraction excentrique des fléchisseurs de la hanche. De 50% à 60% du cycle de marche, les fléchisseurs de la hanche tirent la cuisse, participant ainsi indirectement au décolllement des orteils initié par la propulsion à la cheville. Ce groupe musculaire continue son activité pendant la phase d'oscillation, ce qui explique le

prolongement du moment fléchisseur observé à la Figure 5. Durant la fin de la phase d'oscillation, on note la présence d'un moment extenseur à la hanche en raison de la contraction excentrique des muscles extenseurs visant à ralentir la progression de la cuisse, encore une fois en vue du contact talon imminent.

### *Moment de support*

Le moment de support est le résultat de la sommation des moments agissants aux articulations des membres inférieurs et représente l'effort global déployé pour lutter contre la gravité à chaque cycle de marche (Winter, 1991). Cette variable ne fera pas l'objet du présent document.

### *Puissances musculaires*

La puissance ( $P$ ), quant à elle, est le produit du moment de force ( $M$ ) et de la vitesse angulaire ( $\omega$ ) :

$$P = M \omega \quad \text{Éq.8}$$

où  $P$  est exprimée en Watts (W).

Une puissance positive représente une génération d'énergie par une contraction concentrique alors qu'une puissance négative représente une absorption d'énergie par une contraction excentrique. La Figure 6 présente les différentes

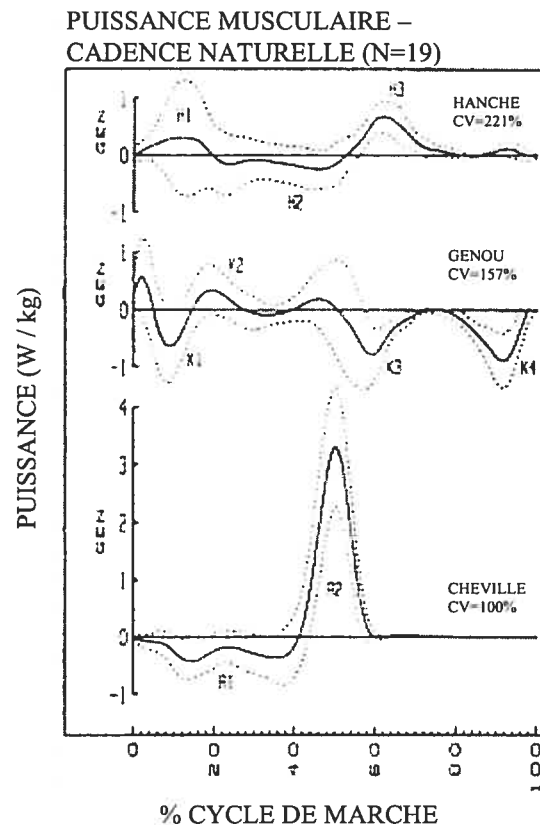


générations et absorptions de puissance produites aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche lors d'un cycle de marche à vitesse normale.

En ce qui concerne la cheville, on note, à 5% du cycle de marche, une absorption d'énergie (A1), reflet de la contraction excentrique des fléchisseurs plantaires qui se produit de 5% à 40% du cycle de marche, lorsque le tibia tourne autour de la cheville. À environ 40% du cycle de marche, on observe le début d'une importante génération de puissance réalisée par les fléchisseurs plantaires (A2). Cette génération d'énergie correspond à la propulsion et est responsable, selon Winter (1991), de 80% à 85% de l'énergie totale générée durant un cycle de marche. Cette bouffée d'énergie majeure prend fin avec le décollement des orteils.

Par ailleurs, peu après l'amorce du cycle de marche, les extenseurs du genou effectuent une contraction excentrique lorsque le genou fléchit, entraînant une absorption d'énergie (K1). D'environ 15% à 40% du cycle de marche, le moment extenseur est associé à une génération d'énergie (K2) qui permet d'élever le CdeM durant la phase de simple support. Ensuite, la poussée réalisée à la cheville (A2) résulte en une flexion passive du genou, et on note une contraction excentrique des extenseurs ayant pour but d'éviter une flexion trop importante. Cette contraction se traduit par une phase d'absorption d'énergie (K3). Lors de la fin de la phase d'oscillation, on assiste à la dernière période d'absorption d'énergie au genou (K4), qui représente la contraction excentrique des ischios-jambiers responsable de contrôler l'extension du genou en vue du contact talon.

Figure 6 – Puissances à la cheville, au genou et à la hanche lors du cycle de marche (adapté de Winter, 1991)



Au niveau de la hanche, on observe, peu après le contact talon, une génération de puissance faite par les extenseurs de la hanche (H1) et qui contribue à la progression du CdeM au-dessus de la base de support. Cette génération d'énergie débute au contact talon et se termine lorsque le CdeM atteint son point le plus haut (30% du cycle de marche). On note par la suite une absorption d'énergie réalisée par les fléchisseurs de la hanche (H2) ayant pour but de contrôler l'extension du tronc. Ensuite, les fléchisseurs de la hanche génèrent de l'énergie jusqu'à 80% du cycle de marche (H3). Cette génération prend place lorsque le maximum de la poussée (A2) est atteint et, par son action sur la cuisse, contribue à la phase oscillatoire de la jambe (Perry, 1992).

## *Travail*

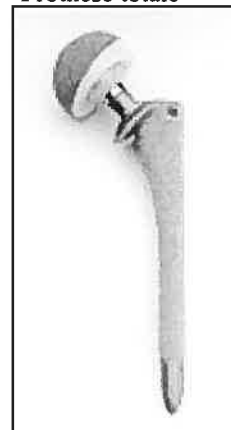
Le travail représente l'énergie mécanique dépensée lors d'un mouvement donné et s'exprime en Joules (J). Par contre, il est courant dans la littérature de normaliser les valeurs de travail en fonction du poids du corps (J/Kg). Le travail réalisé par un groupe musculaire est calculé en intégrant, par rapport au temps, la courbe de puissance à l'articulation concernée. Le travail est exprimé en fonction de chacune des phases de puissances mentionnées dans la section précédente (A1, A2, K1, K2, K3, K4, H1, H2 et H3). Un travail peut être positif ou négatif, selon s'il est réalisé par une contraction musculaire concentrique (travail positif) ou excentrique (travail négatif). Les principaux groupes musculaires responsables de la vitesse de marche sont; les fléchisseurs de la cheville, responsables de la poussée (A2), les extenseurs de la hanche, responsables de la propulsion du CdeM au-delà du point d'appui (H1) et les fléchisseurs de la hanche, impliqués indirectement dans le décollement des orteils par le biais de la tirade effectuée à la cuisse (H3). Pour des adultes sains, Winter (1991) rapporte des valeurs de travail à A2, à H1 et à H3 de 0,293 J/Kg, 0,108 J/Kg et 0,089 J/Kg respectivement.

Dans les dernières sections, les principales variables importantes dans l'analyse de la locomotion humaine, soient les variables spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques ont été présentées. Les paramètres spatio-temporaux et la cinématique servent surtout à quantifier ainsi qu'à décrire le cycle de marche. Les paramètres cinétiques, quant à eux, permettent d'expliquer les éléments préalablement observés à l'aide des variables spatio-temporelles et cinématiques.

### Arthroplastie totale de la hanche

Tel que mentionné précédemment, la PTH, illustrée sur la Figure 7, est la prothèse traditionnellement utilisée lors d'arthroplasties de la hanche. Cette chirurgie implique la résection de la tête fémorale et d'une partie du col du fémur, que le chirurgien remplace par la prothèse totale, ainsi que le remplacement de l'acétabulum par une cupule métallique. Cette intervention chirurgicale invasive implique la perte d'une quantité importante de tissu osseux.

Figure 7 –  
Prothèse totale



La littérature comporte plusieurs études démontrant les résultats associés à l'implantation de ce type de prothèse. Les auteurs rapportent notamment une augmentation de la vitesse de marche suite à la chirurgie (Long et al., 1992; Miki et al., 2004; Perron, Malouin, Moffet et Mc Fadyen, 2000), de la cadence (Long et al., 1992; Miki et al., 2004), de la longueur des pas et des foulées (Miki et al., 2004), de l'amplitude de mouvement à la hanche (Gore et al., 1985; Long et al., 1992; Miki et al., 2004), de la symétrie de la durée des phases de simple et double supports (Aminian et al., 1999) ainsi qu'une diminution marquée de la douleur (Gore et al., 1985; Perrin et al., 1985; Petty, 1991). Par contre, certaines études ont démontré que suite à une arthroplastie totale de la hanche, certaines caractéristiques de la démarche demeurent différentes de celles observées chez les sujets sains (Loizeau et al., 1995; Perrin et al., 1985; Perron et al., 2000). Ces auteurs mentionnent que bien qu'il y ait amélioration des facteurs mentionnés ci-haut, les valeurs retrouvées chez les personnes ayant subi une arthroplastie totale de la hanche demeurent plus faibles que celles retrouvées chez les sujets contrôles. Effectivement, Perrin et al.

(1985) ont obtenu chez leurs 47 sujets ayant subi une arthroplastie totale de la hanche, une amélioration de la vitesse de marche dans les 3 ans suivant la chirurgie jusqu'à ce qu'elle atteigne environ 80% des valeurs normales. Cependant, ils n'ont observé aucun changement de la vitesse de marche durant le reste du suivi, qui a duré entre 5 et 10 ans. D'autres études ont également démontré que des anomalies du patron de marche étaient observées non seulement à la hanche atteinte mais également aux articulations du genou et de la cheville du côté de la prothèse (Miki et al., 2004), de même qu'aux trois articulations de la jambe controlatérale (Loizeau et al., 1995). D'une manière générale, les auteurs s'entendent pour dire que la plupart des améliorations observées par rapport aux données pré-opératoires sont statistiquement significatives à partir d'environ six mois suivant l'intervention chirurgicale (Miki et al., 2004; Trudelle-Jackson et Smith, 2004).

En résumé, la littérature démontre que l'implantation d'une PTH entraîne des améliorations statistiquement significatives au niveau du patron de marche, mais les auteurs s'entendent pour dire que les patients ne reviennent pas à une démarche tout à fait « normale » suite à l'intervention. Nous avons par contre d'excellentes raisons de croire qu'un autre type de prothèse, la prothèse de resurfaçage, pourrait favoriser une meilleure récupération des fonctions locomotrices que la PTH.

### Arthroplastie de resurfaçage de la hanche

La prothèse de resurfaçage métal-métal (Figure 8) est disponible depuis le milieu des années '90 et actuellement moins fréquemment utilisée que la PTH. L'arthroplastie de resurfaçage consiste en un remplacement des surfaces articulaires fémorales et acétabulaires par des implants constitués d'un alliage de métaux variant en fonction du fabricant. Cette intervention permet de conserver un maximum de tissu osseux naturel. Ce faisant, la prothèse de resurfaçage permet de préserver plus fidèlement l'anatomie de la hanche (Schmalzried, Fowble et Ure, 1996), ce qui pourrait permettre d'enrayer partiellement ou totalement certains problèmes fréquemment retrouvés lors d'arthroplasties de la hanche tels qu'une asymétrie de la longueur des membres inférieurs, une perte de stabilité ainsi qu'un risque de dislocation (Charnley, 1972; Freeman et Bradley, 1983; De Smet et al., 2002).

Figure 8 – Prothèse de resurfaçage



Les résultats associés à l'implantation d'une prothèse de resurfaçage sont très peu documentés et varient énormément d'une étude à l'autre (Howie, McGee, Costi et Graves, 2005; McMinn, Daniel et Ziaee, 2005). Cette variabilité s'explique fort probablement par les biais importants (ex: groupes initiaux significativement différents) qui caractérisent une bonne partie des études recensées à ce jour (Gore et al., 1985; Silva, Lee, Heisel, Dela Rosa et Schmalzried, 2004). Entre autres, certains auteurs affirment que la reproduction de l'anatomie et de la structure biomécanique de la hanche n'est pas aussi bonne que prévu (Loughead, Chesney, Holland et McCaskie, 2005), alors que d'autres (DeSmet et al., 2002) assurent que les résultats du resurfaçage, notamment la restauration de l'anatomie et de la

longueur des jambes, satisfont les attentes. Plusieurs études rapportent un soulagement de la douleur équivalent entre une prothèse de resurfaçage et une PTH (Amstutz, Thomas, Jinnah, Kim, Grogan et Yale, 1984; Gore et al., 1985).

### *Risque de dislocation*

Tout d'abord, Charnley (1972), Freeman et Bradley (1983) ainsi que DeSmet et al (2002) affirment que le risque de dislocation d'une prothèse de resurfaçage est significativement moindre que celui d'une PTH en raison de l'augmentation du diamètre de la tête fémorale ainsi que du respect de l'anatomie initiale du patient. À titre d'exemple, Amstutz et al. (2004) et Freeman et Bradley (1983) rapportent des taux de dislocation respectifs de 0,75% et 0,50% chez leurs patients ayant subi une arthroplastie de resurfaçage alors que Yuan et Shih (1999) ainsi que Zwartelé, Brand et Doets (2004), quant à eux, ont obtenu des taux de dislocation respectifs de 3,6% et 4,1% suite à l'arthroplastie totale de la hanche.

### *Possibilités de révisions de la prothèse*

Selon Perrin et al. (1985), la probabilité d'observer un descellement cliniquement significatif de la prothèse sept ans après l'arthroplastie totale se situe entre 85% et 90% chez les patients âgés de moins de 55 ans. Il est donc fréquent de ré-opérer un patient une dizaine d'années après la première arthroplastie. Effectivement, l'usure des composantes ainsi que le mouvement et les forces appliquées continuellement sur la prothèse peuvent entraîner, à long terme, le descellement de la tige prothétique, créant un jeu qui permet un léger mouvement de la tige dans le fémur. L'intervention chirurgicale dite « de révision » consiste en

l'implantation dans le fémur d'une tige plus longue et de plus grand diamètre de manière à solidifier la prothèse. La capacité de réviser une arthroplastie dépend de la qualité et la quantité d'os résiduel. Plusieurs auteurs affirment que les interventions chirurgicales de révision sont facilitées avec une prothèse de resurfaçage (DeSmet et al., 2002; Schmalzried et al, 1996). Effectivement, cette prothèse permet au chirurgien de remplacer d'abord la prothèse de resurfaçage en place par une prothèse totale standard (tige fémorale primaire) et de réviser par la suite cette nouvelle prothèse si nécessaire. Ainsi, le fait d'avoir implanté initialement une prothèse de resurfaçage permettrait au patient de profiter des bienfaits de l'arthroplastie de la hanche pendant une plus longue période. Il va sans dire qu'il s'agit d'un avantage considérable pour la qualité de vie du patient. Plusieurs auteurs se basent d'ailleurs sur ce fait pour suggérer l'utilisation des prothèses de resurfaçage chez des patients plus jeunes (DeSmet et al., 2002; Schmalzried et al, 1996).

#### *Asymétrie de la longueur des membres inférieurs*

Par ailleurs, la coxarthrose est fortement associée à une inégalité de la longueur des membres inférieurs (Gofton, 1971). Cette asymétrie est susceptible d'entraîner plusieurs effets néfastes, notamment l'application de forces accrues sur le membre le plus court (Brand et Yack, 1996), des douleurs aux genoux (Murrell, Cornwall et Doucet, 1991), des douleurs lombaires (Murrell, Cornwall et Doucet, 1991; Giles et Taylor, 1981) ou une scoliose (Papaioannou, Stokes et Kenwright, 1982). D'une manière générale, il est donc évident dans la littérature qu'une différence dans la longueur des membres inférieurs n'est pas souhaitable. Girard,



Lavigne, Vendittoli et Roy (2006), Silva et al. (2004) ainsi que DeSmet et al. (2002) suggèrent que les prothèses de resurfaçage contribueraient à diminuer davantage cette inégalité que les PTH.

En résumé, malgré le peu de documentation disponible, on sait que l'arthroplastie de resurfaçage est, à court terme, une option aussi efficace que la PTH pour enrayer les douleurs causées par la coxarthrose sévère et que cette méthode comporte des avantages anatomiques non négligeables en comparaison à l'arthroplastie totale de la hanche. Effectivement, l'arthroplastie de resurfaçage permet de conserver un maximum de tissu osseux fémoral naturel, en plus de faciliter la première intervention de révision et de favoriser la préservation / restauration de l'anatomie articulaire. Certains auteurs affirment également que ce type de prothèse permettrait de diminuer considérablement l'inégalité entre la longueur des jambes. Cependant, tel que mentionné précédemment, la littérature présente une lacune évidente dans le domaine de l'analyse biomécanique du patron de marche à la suite d'une arthroplastie de resurfaçage de la hanche et ce, malgré l'intérêt et la curiosité que suscite ce nouveau type de prothèse.

### Question de recherche

Quelles sont les améliorations observées lors de la marche à vitesse normale chez un groupe de patients suite à une arthroplastie de resurfaçage de la hanche et quelles différences subsistent six mois après la chirurgie en comparaison avec un groupe contrôle quant aux valeurs des variables spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques?

### Hypothèses

Tel que mentionné dans la section précédente, suite à une arthroplastie totale de la hanche, on observe une amélioration de la plupart des variables clés énumérées précédemment. Cependant, bien que très peu d'études de qualité aient testé l'évolution de ces mêmes paramètres suite à une arthroplastie de resurfaçage, la connaissance des caractéristiques de ce type de prothèse ainsi que les quelques résultats disponibles dans la littérature permettent de formuler certaines hypothèses à ce sujet.

Tout d'abord, notre hypothèse principale stipule une augmentation des valeurs de travail mécanique effectué en A2, H1, H2 et H3. L'hypothèse stipule également une augmentation de la vitesse de marche naturelle ainsi que des amplitudes de mouvements à la hanche durant la marche suite à l'opération. Pour toutes ces variables, les valeurs post-opératoires devraient s'améliorer en comparaison aux valeurs pré-opératoires et également se rapprocher des valeurs du groupe contrôle.

## CHAPITRE 2 : MÉTHODOLOGIE

Le prochain chapitre expose la méthodologie associée à la réalisation de la présente étude. Il sera tout d'abord question du contexte de l'étude, nous discuterons ensuite des critères d'inclusion et d'exclusion des sujets, puis de la procédure chirurgicale employée pour l'arthroplastie, du matériel utilisé, du protocole expérimental et, finalement, du traitement des données et de l'analyse statistique.

### Contexte et caractéristiques du projet d'étude

La présente étude fait partie d'un projet plus vaste réalisé en collaboration avec le Centre de réadaptation Marie Enfant et le Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont. Ce projet vise à comparer, sur une période de plus de 10 ans, l'efficacité générale de l'arthroplastie de resurfaçage à celle de l'arthroplastie totale de la hanche. Il s'agit d'un essai clinique randomisé. Une table de randomisation a été produite pour chaque chirurgien ( $n=3$ ) à l'aide du générateur de nombres aléatoires du logiciel SPSS 10.2, de manière à diviser également les patients en deux groupes (groupe resurfaçage et groupe PTH). Le projet a préalablement été accepté par le Comité scientifique ainsi que par le Comité d'éthique de la recherche du Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont. La randomisation pour cette étude s'est terminée en janvier 2006. Au total, 210 sujets ont été inclus dans le projet (107 resurfaçage et 103 PTH). Mentionnons finalement que pour les fins de la présente sous-étude, seules les données des patients ayant subi un resurfaçage de la hanche ont été utilisées.

### Critères de sélection des sujets

Les patients satisfaisant les critères d'inclusion suivants ont été invités à participer à la présente sous-étude :

- 1- Être âgé entre 18 et 60 ans.
- 2- Nécessiter un remplacement articulaire de la hanche en raison de douleurs arthritiques locales invalidantes,
- 3- Comprendre les conditions de l'étude et être prêt à participer pour la durée de suivi prévue,
- 4- Être capable de donner un consentement éclairé,
- 5- Être éligible tant à l'arthroplastie de resurfaçage qu'à l'arthroplastie totale de la hanche.

Les critères d'exclusions étaient les suivants :

- 1- Être atteint d'arthrose de façon bilatérale,
- 2- Être atteint d'une maladie polyarticulaire invalidante,
- 3- Présenter une infection profonde de la hanche active ou lancinante,
- 4- Faire usage de drogue ou d'alcool de façon abusive,
- 5- Grossesse,
- 6- Avoir un IMC supérieur à 35,
- 7- Souffrir d'un déficit neuromusculaire,

- 8- Présenter une atteinte systémique (cardiaque, rénale, hématologique, etc.), nécessitant des soins spéciaux péri opératoires (soins intensifs, transfusions multiples, dialyse, etc.),
- 9- Sujet avec une insuffisance rénale connue ou suspectée,
- 10- Sujet avec une allergie aux métaux connue ou suspectée,
- 11- Sujet avec une ostéopénie connue ou suspectée,
- 12- Présenter une pathologie quelconque pouvant affecter la démarche de manière directe ou indirecte.

Au total, 14 sujets, soit 7 pour le groupe resurfaçage et 7 pour le groupe contrôle, satisfaisaient les critères d'inclusion, ont accepté de participer à la sous-étude et ont complété le suivi. Les participants du groupe contrôle étaient sains et ont été appariés avec les patients du groupe resurfaçage pour le sexe ainsi que pour l'âge. Les caractéristiques des participants sont rapportées dans le Tableau I.

Tableau I - Caractéristiques des participants (moyenne  $\pm$  écart-type)

Variables	Resurfaçage	Contrôle	valeur de p
Sujets	n=7	n=7	s/o
Âge (années)	41,3 $\pm$ 8,6	42,3 $\pm$ 7,9	0,82
Taille (m)	1,71 $\pm$ 0,09	1,70 $\pm$ 0,06	0,92
Masse (kg)	79,0 $\pm$ 18,3	73,6 $\pm$ 11,0	0,52
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	26,9 $\pm$ 4,5	25,3 $\pm$ 2,7	0,44

### Procédures chirurgicales

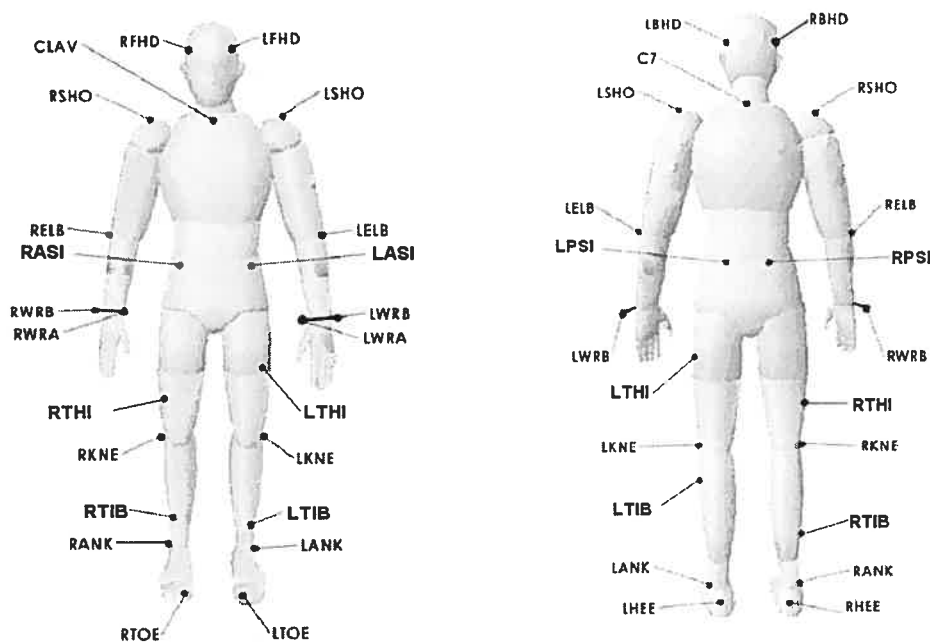
Tous les patients ont été opérés au bloc opératoire du Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont par l'un des trois chirurgiens orthopédistes participants à l'étude. La même approche chirurgicale, soit l'approche postérieure a été utilisée lors de toutes les arthroplasties. L'approche chirurgicale utilisée implique la séparation des fibres musculaires du grand fessier, la section de l'attache fémorale du grand fessier, la section des muscles courts rotateurs (piriforme, jumeau supérieur, obturateur interne, jumeau inférieur et carré fémoral), et la capsulotomie circonférentielle. Les avantages associés à cette approche sont la préservation des fonctions musculaires des abducteurs ainsi qu'une excellente exposition de l'acétabulum et de la partie proximale du fémur (Barber, Roger, Goodman et Schurman, 1996). Le principal désavantage de l'approche postérieure est un plus grand danger d'atteinte au nerf sciatique ainsi qu'une possibilité accrue de dévascularisation de la tête fémorale (Barber et al, 1996). À la fermeture, l'attache du grand fessier, les courts rotateurs et la capsule postérieure ont été suturés à leur zone d'insertion anatomique.

### Matériel

Le matériel utilisé pour analyser la locomotion des participants comporte 2 plateformes de force (AMTI, Model OR6-5, Watertown, MA, USA), 8 caméras VICON (Oxford Metrics Limited, Oxford, UK) ainsi que 30 marqueurs sphériques réfléchissants de 14 mm de diamètre placés à des repères anatomiques qui sont démontrés à la Figure 9. Ce matériel est représenté à la Figure 10. Le système de

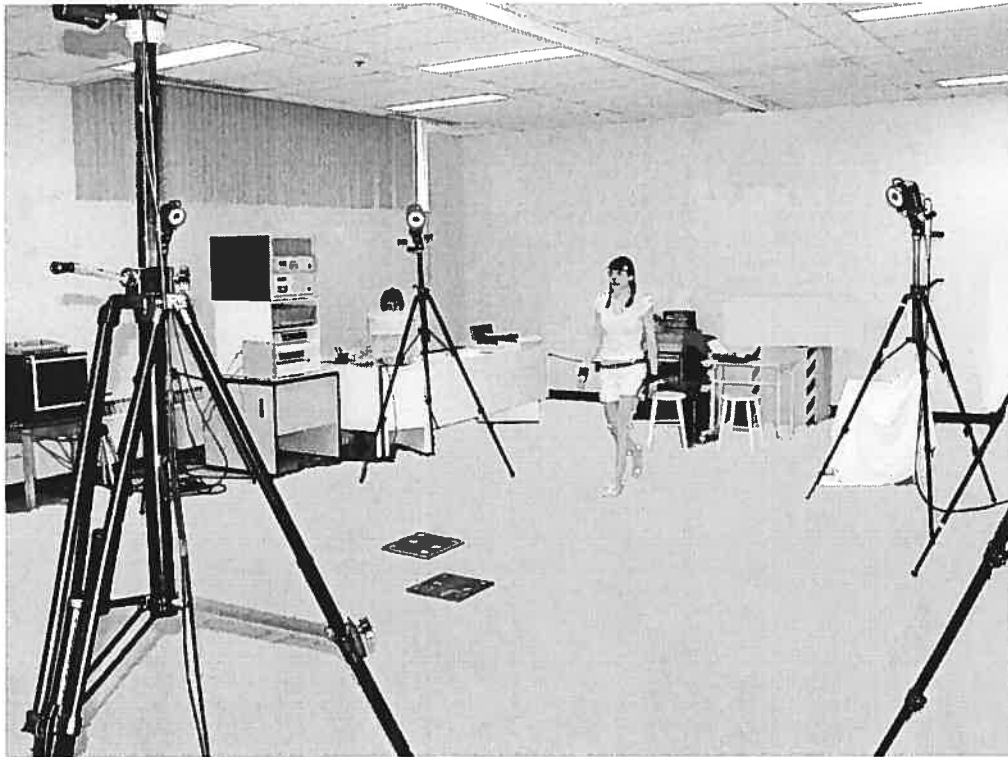
caméras VICON recueillait des données cinématiques à fréquence de 60 Hz. Les plateformes de forces recueillaient les données cinétiques à une fréquence de 120 Hz. Les données brutes, tant cinétiques que cinématiques, ont été analysées à l'aide du logiciel Vicon Clinical Manager (Oxford Metrics Limited, Oxford UK) pour fournir les paramètres d'intérêt mentionnés ci-haut.

Figure 9 – Emplacement des marqueurs



Légende : R/L=droit/gauche; F/B=avant/arrière; HD=tête; CLAV=jonction inter-claviculaire; SHO=acromion; ELB=tête de l'ulna; ASI=épine iliaque antéro-supérieure; WRA=poignet, côté latéral; WRB=poignet, côté médial; THI=cuisse; KNE=épicondyle latéral du fémur; TIB=tibia; ANK=malléole externe; TOE=2<sup>e</sup> métatarsien; PSI=épine iliaque postéro-supérieure; HEE=calcaneum.

Figure 10 – Équipement utilisé



### Protocole expérimental

Deux évaluations biomécaniques ont été effectuées pour chaque patient, soit une première au courant des deux semaines précédant la chirurgie et une seconde 6 mois après l'intervention chirurgicale. La durée de chaque visite était approximativement d'une heure. Dans le but de permettre un bon placement des marqueurs, les participants devaient porter des vêtements ajustés, par exemple des shorts et une camisole ou un maillot de bain. Ils devaient également marcher pieds nus pour éviter que le patron locomoteur ne soit influencé par le port de différents types de chaussures. Afin de compléter le modèle cinématique nécessaire à une bonne estimation de la position des centres articulaires, les mesures



anthropométriques suivantes étaient recueillies au début de chaque séance : taille (cm), masse (kg), longueur des jambes (cm), largeur des chevilles (cm), largeur des genoux (cm). Les tâches que les participants devaient réaliser étaient la marche à vitesse normale et rapide sur une distance de 10 mètres. Pour la première tâche, les instructions étaient de marcher à une vitesse naturelle et confortable et pour la seconde tâche, l'instruction était simplement de marcher à une vitesse rapide. Pour chaque tâche, cinq essais valides étaient enregistrés. Pour qu'un essai soit considéré valide, le pied en entier devait être posé sur chaque plateforme de force. Les participants n'étaient pas informés de cette exigence dans le but de s'assurer qu'ils ne modifient pas la longueur de leurs pas en fonction de la position des plateformes au sol.

#### Traitement des données et analyse statistique

Les paramètres suivants ont fait l'objet d'analyses statistiques : vitesse de marche, amplitudes articulaires et travail mécanique aux articulations des chevilles, genoux et hanches. Toutes ces variables ont été exprimées en fonction des normes établies par Winter (1991) et présentées dans le chapitre 1. La mesure d'efficacité primaire était le travail mécanique à la hanche. La vitesse de marche, les amplitudes articulaires ainsi que le travail mécanique aux chevilles et aux genoux constituaient les mesures d'efficacité secondaires. La normalité des distributions a été testée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Puisque toutes les distributions se sont révélées normales, l'analyse statistique des paramètres d'intérêt mentionnés précédemment a été réalisée à l'aide d'ANOVA. Pour tous les

paramètres cinématiques et cinétiques, la vitesse a été utilisée comme co-variable dans le but d'isoler l'effet de la prothèse. Le seuil de signification était de  $p < 0,05$ . Lorsque l'ANOVA a démontré une différence statistiquement significative, un test de Newman-Keuls a été effectué pour déterminer quels groupes étaient différents.

## CHAPITRE 3 : RÉSULTATS

Ce chapitre présente de façon détaillée les résultats de notre étude sous la forme d'un article scientifique. Nous présenterons tout d'abord brièvement l'article, les auteurs ainsi que l'implication de l'auteur principal et de chacun des co-auteurs. Par la suite, l'article sera présenté dans ce chapitre.

### Présentation de l'article

Notre article relate les principaux résultats obtenus à la suite de cette étude. Cet article intitulé : « Gait analysis after hip resurfacing arthroplasty » sera soumis sous peu pour publication à la revue : Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. L'article fait état du bien-fondé de l'étude, de la méthodologie employée, des principaux résultats obtenus, de l'interprétation de ces résultats ainsi que d'une courte conclusion qui constitue une ouverture vers les retombées d'une telle étude ainsi que vers de potentiels projets de recherche.

L'étudiante a contribué de façon majeure à l'article en tant que principale responsable de la collecte et du traitement des données, de l'analyse statistique ainsi que de la rédaction de l'article. Le rôle de chacun des coauteurs est mentionné ci-dessous :

*Julie Nantel, M.Sc.* : Implication dans la collecte et le traitement des données, ainsi que dans la rédaction de l'article.

*Nicolas Termoz, Ph.D.* : Implication dans le traitement des données et dans l'analyse statistique.

*Pascal-André Vendittoli, M.D.* : Chirurgien orthopédiste responsable d'effectuer une partie des arthroplasties de la hanche pour les patients de l'étude, codirecteur de recherche de l'étudiante, supervision de l'interprétation des résultats et de la rédaction de l'article.

*Martin Lavigne, M.D.* : Chirurgien orthopédiste responsable d'effectuer une partie des arthroplasties de la hanche pour les patients de l'étude, supervision de l'interprétation des résultats.

*François Prince, Ph.D.* : Directeur de recherche de l'étudiante, supervision de toutes les étapes du projet (élaboration de la méthodologie, du traitement ainsi que de l'interprétation des données et correction de l'article).

## GAIT ANALYSIS AFTER HIP RESURFACING ARTHROPLASTY

Véronique Villaggi<sup>1,2</sup>, Julie Nantel<sup>1,2</sup>, Nicolas Termoz<sup>1,4</sup>, Pascal-André Vendittoli<sup>5</sup>,  
Martin Lavigne<sup>5</sup>, François Prince<sup>1,2,3</sup>.

<sup>1</sup>Centre de réadaptation Marie Enfant, Hôpital Sainte-Justine, Montréal, Québec, Canada

Départements de kinésiologie<sup>2</sup> et de chirurgie<sup>3</sup>, Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada

<sup>4</sup>Centre Hospitalier de l'Université de Montréal - Hôtel-Dieu, Montréal, Québec, Canada

<sup>5</sup>Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont, Montréal, Québec, Canada

## INTRODUCTION

The proportion of elderly individuals is increasing in all industrial countries. In 2005, 13.1% of the Canadians were aged 65 years and over. This proportion will reach 16.6% in the next decade (Statistic Canada, 2006). Consequently, pathologies related to ageing, such as osteoarthritis (OA), affect a growing proportion of the population. In 2003, the incidence of OA in elderly was 47.1% (Statistic Canada, 2006). The most common symptom of OA is pain in daily living activities. In the case of severe hip OA, arthroplasty is indicated to reduce pain and restore functional capacity. The Canadian joint replacement registry predicts that nearly 21 000 hip arthroplasties will be performed in Canada in 2006 (The Canadian Institute for Health Information, 2004).

The total hip arthroplasty (THA) is the most common procedure for hip replacement. This technique involves the resection of the cartilage of the acetabulum, the femoral head and the femoral neck. A total hip prosthesis replaces the femoral head and neck, while the acetabular surface is replaced by an hemispheric metallic shell. Generally, THA results in a good pain relief (Gore et al.,

1985; Perrin et al., 1985; Petty, 1991) and considerable improvements in the gait pattern. In a study including 17 THA patients with unilateral hip disease, Miki et al. (2004) reported a higher walking speed, step length and hip range of motion (ROM) at 12 months follow-up than before surgery. However, many studies showed that these values never reached those of the control subjects (Loizeau et al., 1995; Perrin et al., 1985; Perron et al., 2000). Perrin et al. (1985) reported a walking speed reaching a maximum value equivalent to 80% of the controls after a THA.

Another technique, the surface replacement arthroplasty (SRA), also called hip resurfacing, consists in replacing the femoral and acetabular articular surfaces, to preserve the integrity of the femoral head and neck. SRA offers the advantages of a better capacity to restore lower-limb length and femoral offset (Silva et al, 2004; Girard et al., 2006), a lower dislocation rate (Charnley, 1972) and more possibilities to revise the prosthesis (Beaulé et Antoniadis, 2005; Nishio et al, 1982). The available studies report comparable pain relief after SRA or THA (Gore et al., 1985; Nishio et al., 1982).

In the 1970's, the SRA prosthesis was made of metal and polyethylene. Unfortunately, the results of this prosthesis were not as good as expected. Some studies have shown that severe polyethylene wear and secondary implant loosening occurred (Grigoris, Roberts, Panousis et Bosch, 2005; Schmalzried et al, 1996). Since the mid 1990's, there was a resurgence of SRA, with metal-on-metal articulating surfaces (Rieker, Shon, Konrad, Liebentnitt, Gnepf, Shen, Roberts et Grigoris, 2005).

At the opposite, Loughhead et al. (2005), assert that the reproduction of hip mechanics after hip resurfacing is not as good as suggested. In a study comparing

THA patients to SRA patients, they obtained a better restoration of femoral offset for the THA group. The ability to reproduce the natural femoral offset allows a better reproduction of the natural hip mechanics and the lever arms of the hip muscles. Therefore, a better restoration of the femoral offset might influence the gait pattern.

The purpose of the present study is to investigate the gait pattern of patient with SRA compared to control subjects. A second objective is to examine which of the differences seen before surgery persisted 6 months after surgery. The hypothesis is that SRA patients will show a significant improvement in the mechanical work done at A2, H1, H2 and H3, the walking speed and the ROM during locomotion.

## MATERIALS AND METHODS

### Participants

Fourteen subjects participated in the study. Seven subjects were in the SRA group and seven in the control group. In each group, 5 subjects were males and 2 were females. The subjects were matched for sex and age. The subject's characteristics are detailed in Table II.

In all patients, the indication for surgery was degenerative hip OA. They all had a unilateral impairment and none suffered from any other disorder that could affect gait pattern. Patients in the SRA group were evaluated twice, once before surgery and six months after surgery. All participants signed a consent form and received a financial compensation for transportation. A posterior surgical approach was used for all patients of the SRA group.

Table II – Subject's characteristics (mean  $\pm$  sd)

<b>Variables</b>	<b>SRA</b>	<b>Control</b>	<b>p value</b>
<b>Subjects</b>	n=7	n=7	n/a
<b>Age (years)</b>	41.3 $\pm$ 8.6	42.3 $\pm$ 7.9	0.82
<b>Height (m)</b>	1.71 $\pm$ 0.09	1.70 $\pm$ 0.06	0.92
<b>Weight (kg)</b>	79.0 $\pm$ 18.3	73.6 $\pm$ 11.0	0.52
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	26.9 $\pm$ 4.5	25.3 $\pm$ 2.7	0.44

#### Instrumentation

Ground reaction forces were recorded from two embedded force platforms (AMTI, model OR6-5, Watertown, MA)) sampling at 120 Hz. The kinematics were captured with 8 optoelectronic cameras (Vicon, Oxford Metrics Limited, Oxford, UK), sampling at 60 Hz. To define a complete body model, 30 reflecting markers were placed bilaterally on specific anatomical landmarks according to the Vicon Plug In Gait standard model (Oxford Metrics Limited, Oxford, UK). Subjects wore a tight fitting suit to allow a good marker placement, and walked barefoot to avoid any gait modification from the type of shoes.



### Procedure

Subjects were asked to walk along a 10m walkway at a comfortable speed. Five trials were selected when both feet made full contact with the force platforms. Participants were not informed of this requirement so that they did not modify their walking pattern in function of the position of the embedded force platforms.

### Variables

Spatio-temporal parameters were measured (walking speed, step length and cadence), while joint angles, moments of force, powers and work were extracted from kinematics and kinetics data. These data were measured bilaterally for the hip, knee and ankle, but only the results of the affected limb will be presented in this paper. The power is the dot product of the moment of force ( $M_i$ ) and the angular velocity ( $\omega_i$ ) at a given joint ( $i$ ), as shown by equation 9.

$$P_i = M_i \omega_i \quad \text{Eq. 9}$$

When both of these variables have the same polarity, the resulting power is positive and corresponds to an energy generation. When the variables have different polarities, the resulting power is negative and corresponds to an energy absorption. The mechanical work was calculated according to equation 10.

$$W_i = \int_{t_1}^{t_2} P_i dt \quad \text{Eq. 10}$$

where  $W_i$  is for the mechanical work done by a specific muscle group at joint  $i$ , measured in Joules;  $P_i$  is the power done by the same muscle group at joint  $i$ , measured in Watts;  $t_1$  and  $t_2$  are the temporal limits of the integral function.

The mechanical work extracted from the following power bursts were identified as primary interest parameters and labelled according to Winter (1991) convention; the energy generation by the plantarflexors (A2), the energy absorption by the knee extensors (K3), the energy generation by the hip extensors (H1), the energy absorption by the hip flexors (H2) and the energy generation by the hip flexors (H3). All of these specific variables were chosen because they contribute to walking velocity.

### Statistical analysis

The statistical analysis was realized for the group condition and for the pre-post condition. All the data were tested with a one-way ANOVA. A Newman-Keuls test was used for post-hoc analysis. The significance level was set at  $p < 0.05$ . The walking speed was used as a co-variable for all the parameters tested, except for the spatio-temporal data. All kinetic variables were normalized by bodyweight.

## RESULTS

Table III summarizes the differences between the groups for the spatio-temporal parameters. The cadence improved significantly between the two evaluations, resulting in a significantly higher walking speed. After surgery, the SRA group walked significantly faster than the control group because of a significantly higher cadence.

Table III – Spatio-temporal parameters, mean values (sd). † Significantly ( $p<0.05$ ) different from the “After Surgery” condition. § Significantly ( $p<0.05$ ) different from controls.

	SRA (n=7)		Controls (n=7)
	Before Surgery	After Surgery	
<b>Walking speed (m/s)</b>	1.29 (0.09) †	1.50 (0.14) §	1.26 (0.16)
<b>Step length (m)</b>	0.65 (0.10)	0.71 (0.12)	0.69 (0.08)
<b>Cadence (steps/min)</b>	113 (5.0) †	125 (6.1) §	110 (6.4)

The ROM at all lower limb joints are reported in Table IV. While performing the statistical analysis, the walking speed was used as a co-variable, thus, all the following results are independent of the walking speed. Before surgery, the ROM at the knee and hip were significantly lower for the SRA group compared to the control group. Both of these parameters increased significantly after surgery while the ankle ROM remained unchanged. Compared to the control group, no significant difference persisted for the knee ROM after surgery, but the hip ROM was still significantly lower for the SRA group. No significant difference was seen at the ankle between groups for the post-surgery condition.

Table IV – Angular kinematics (ROM) for the ankle, knee and hip, mean values (sd). † Significantly ( $p<0.05$ ) different from the “After Surgery” condition. § Significantly ( $p<0.05$ ) different from controls.

	SRA (n=7)		Controls (n=7)
	Before Surgery	After Surgery	
<b>Ankle (°)</b>	27.4 (5.4)	29.6 (5.7)	30.7 (4.4)
<b>Knee (°)</b>	50.4 (9.5) † §	57.8 (4.8)	58.6 (4.8)
<b>Hip (°)</b>	27.9 (7.7) † §	38.2 (4.8) §	46.0 (4.4)

Table V reports the mechanical work for A2, K3, H1, H2 and H3 power bursts. These specific parameters were chosen because they contribute to the improvement in walking speed. While performing the statistical analysis, the walking speed was used as a co-variable, thus, all the following results are independent of the walking speed.

No significant difference was found for A2, K3, H1 and H3 works for the groups and pre-post conditions. The only significant difference was seen at H2. Before surgery, and regardless of the walking speed, there was significantly less mechanical work absorbed by the hip flexors (H2) for the SRA group compared to the control group. This difference was no more significant 6 months after surgery when compared to the control group.

Table V – Mechanical work (J/kg), mean values (sd). † Significantly ( $p<0.05$ ) different from the “After Surgery” condition. § Significantly ( $p<0.05$ ) different from controls.

	SRA (n=7)		Controls (n=7)
	Before Surgery	After Surgery	
<b>A2</b>	0.32 (0.07)	0.38 (0.16)	0.37 (0.06)
<b>K3</b>	-0.16 (0.16)	-0.20 (0.14)	-0.12 (0.05)
<b>H1</b>	0.06 (0.07)	0.04 (0.04)	0.03 (0.04)
<b>H2</b>	-0.02 (0.01) §	-0.11 (0.11)	-0.14 (0.10)
<b>H3</b>	0.09 (0.03)	0.12 (0.05)	0.13 (0.02)

## DISCUSSION

Very few research groups studied the impact of SRA on the gait pattern. The purpose of this study was to investigate the gait pattern of patients with SRA compared to control subjects, and to examine which of the differences seen before surgery persisted 6 months after surgery.

Walking speed is often considered as one of the best indicator of the normality of the gait pattern (Andriacchi, et al., 1977). Therefore, the improvement of natural walking speed seen six months after surgery could be interpreted as a good sign of recovery. The significant improvement in walking speed seen in the present study for the SRA group after surgery is in agreement with the literature.

Berman et al. (1991) and Gore et al. (1985) also obtained a higher walking speed after surgery. Gore et al. (1985), in a study including 20 SRA patients, reported that the walking speed improved significantly but did not reach the normal value during the 2 years follow-up. In this later study like in many of the available studies, the SRA group included subjects with unilateral or bilateral impairments. Berman et al. (1991) obtained, in 21 patients with unilateral hip OA, a walking speed higher than 100% of the normal value at the 1,5 year follow-up. Our results also showed a higher walking speed for the SRA group after surgery compared to the control group. In both studies, the “hip replacement” group also included only patients with unilateral hip OA. Moreover, it was found that the locomotor pattern of patients with a unilateral impairment reflected compensating mechanisms in both limbs (Loizeau et al., 1995). Thus, individuals with a bilateral impairment must use different compensating mechanisms and, therefore, modify the gait pattern.

The significant difference in walking speed observed between the two groups after surgery was due to a significantly higher cadence in the SRA group compared to the control group. Six months after surgery, the SRA group’s step length was not different from the control group.

Our results showed that before surgery, the SRA group used a smaller ROM than the control group at the knee and hip during gait cycle. The fact that all of our subjects suffered from OA might explain this result; using a smaller ROM during gait cycle could be a strategy to minimize painful bone on bone forces and friction. Another possible explanation for the lower ROM at the knee and hip could be a simple mechanical limitation due to soft tissue contracture. Consequently, improvement of this parameter between the two evaluations might reflect the soft

tissue contracture relief or the pain relief as reported in the literature (Gore et al., 1985; Nishio et al., 1982). The augmentation of the knee ROM was mainly due to a higher degree of flexion during mid-swing. This specific improvement allows the subjects to reduce the radius of gyration, and therefore, increase the lower-limb's rotation velocity during swing phase and allow longer steps. The ROM improvement seen at the hip is due to a higher degree of extension during single stance phase.

Otherwise, our results showed that after surgery, the ROM at the hip was still significantly lower for the SRA group compared to the control group. This might be explained by persisting soft tissue contracture, due to the fact that complete recovery is not reached 6 months after surgery. The literature reports that full recovery takes between 1,5 and 2 years (Long et al., 1992; Miki et al., 2004; Shih et al., 1994).

Before surgery, the SRA group absorbs significantly less mechanical work with the hip flexors (H2) compared to the control group. The lower amplitude of the moment of force (not shown) is responsible for the lower H2 work. Pain might be responsible of this abnormality. Indeed, hip flexors activity during mid stance tends to increase the bone to bone forces, and consequently, might create pain. Someone having to deal with pain all day long might instinctively reduce the number and the intensity of muscular contractions in order to minimize pain.

Many studies reported that the knee and ankle on the side of the prosthesis were also affected by hip arthroplasty (Miki et al., 2004; Loizeau et al., 1995). Our results showed that the mechanical work done at A2, H1 and H3 did not improved after surgery. This result might be explained by the fact that the subjects used

different strategies to increase walking speed after surgery; some subjects (n=5) tend to increase the energy generation at A2, H1 and H3, as predicted by the hypothesis, and others (n=2) reduced the energy absorption during K3 and K4 power bursts. The K3 power burst is an eccentric contraction of the knee extensors just after toe-off. It controls the degree of knee flexion during the first part of the swing phase, and the K4 power burst is an eccentric contraction by the knee flexors, that controls the knee extension seen at the end of the swing phase. Therefore, a reduction of the mechanical work during these two phases allows more flexion and extension at the knee during the swing phase and results in longer steps and a higher walking speed.

## CONCLUSION

The purpose of this study was to investigate the gait pattern of patients with SRA, before surgery and after surgery, in comparison to control subjects. The results showed that before surgery, the SRA group had a lower walking speed due to a shorter step length, a lower knee and hip ROM and less work absorbed by the hip flexors (H2) compared to the control group. No other difference was observed. After surgery, the SRA group had a higher walking speed than the control group, mainly due to a higher cadence. After surgery, the ROM was no more significantly different at the knee, but a significant difference persists at the hip. There was no more significant difference in the mechanical work at H2. The results showed significant improvements in the ROM at the knee and hip. Although the current study showed the improvement of the gait pattern six months after SRA, more

studies are necessary to conclude about the long term prognosis of this type of prosthesis.



## CHAPITRE 4 – DISCUSSION

L'objectif de ce chapitre est de fournir une interprétation des résultats ainsi qu'un regard critique sur les données et une comparaison des résultats obtenus avec les données disponibles dans la littérature. Nous ferons également un bref retour sur les hypothèses proposées au départ.

### Variables spatio-temporelles

Avant la chirurgie, les patients du groupe resurfaçage avaient une vitesse de marche inférieure à celle du groupe contrôle et ce, en raison d'une cadence moindre et de pas plus courts. Il est logique que la vitesse de marche du groupe resurfaçage soit plus faible avant la chirurgie, puisqu'à ce moment, la démarche est grandement limitée par la douleur. L'amélioration de la vitesse de marche observée pour les groupe resurfaçage entre les évaluations pré et post-opératoires est due à une augmentation de la cadence ainsi que de la longueur des pas comme rapporté dans la littérature (Berman et al., 1991; Gore et al., 1985). Six mois après la chirurgie, la vitesse de marche du groupe resurfaçage était supérieure à celle du groupe contrôle en raison d'une cadence significativement plus élevée. Ce résultat, bien que peu fréquent, a également été rapporté par Berman et al. (1991). Cette étude incluait trois groupes de patients; le premier groupe comprenait des patients ayant une atteinte bilatérale visible sur radiographie créant des douleurs bilatérales; le second groupe comprenait les patients ayant une atteinte bilatérale visible sur radiographie, mais créant une douleur uniquement unilatérale; le troisième groupe comprenait des

patients ayant une atteinte purement unilatérale, tant sur radiographie qu'au niveau de la douleur. Berman et al. (1991) ont obtenu, pour un suivi post-opératoire variant de 1 à 1,5 an, une vitesse de marche inférieure à celle des sujets contrôles pour le groupe bilatéral avec douleur, égale à celle des sujets contrôles pour le groupe bilatéral sans douleur et, tout comme la présente étude, une vitesse de marche supérieure à celle des sujets contrôles pour les patients atteints de façon unilatérale. De plus, la majorité des études publiées qui obtiennent des vitesses de marche inférieures aux valeurs normales même après un suivi supérieur à un an ne font pas de distinction entre les patients atteints de façon unilatérale ou bilatérale (Amstutz et al., 1984; De Smet et al., 2002; Nishio et al., 1982; Silva et al., 2004). Cet élément peut expliquer la divergence observée entre certains résultats publiés et nos résultats ainsi que ceux de Berman et al. (1991) quant aux vitesses de marche post-opératoires. Il est également possible que la taille de l'échantillon utilisé dans la présente étude soit responsable de ce résultat. Effectivement, le faible nombre de sujets inclus dans l'étude peut influencer la comparabilité des groupes et ce, malgré le fait que les sujets choisis ont été appariés en fonction de l'âge et du sexe. Finalement, il est possible que la cadence élevée observée pour le groupe resurfaçage après la chirurgie soit causée par le degré élevé de satisfaction relié à l'arthroplastie. Ceci pourrait effectivement créer chez les patients un désir de démontrer l'amélioration de la démarche.

### Variables cinématiques

Lors de l'analyse statistique des variables cinématiques et cinétiques, nous avons choisi d'utiliser la vitesse de marche à titre de co-variable. Ce choix vient du fait que, tel que mentionné précédemment, les patients du groupe resurfaçage avaient une vitesse de marche supérieure à celle du groupe contrôle après la chirurgie. Sachant que les paramètres cinématiques et cinétiques sont influencés par la vitesse de marche (Winter, 1991), il est nécessaire de tenir compte de cette dernière lors de l'analyse et de l'interprétation des résultats.

Avant la chirurgie, les amplitudes articulaires décrites au genou et à la hanche durant un cycle de marche étaient plus faibles pour le groupe resurfaçage que pour le groupe contrôle. Ces résultats sont reliés au fait que les sujets marchaient avec des pas significativement plus courts. En ce qui concerne la hanche, nous croyons également qu'il s'agit d'une stratégie visant à diminuer les forces os sur os dans le but de minimiser la douleur. Conséquemment, l'amélioration de ce paramètre entre les deux évaluations reflète un soulagement efficace de la douleur. Au niveau du genou, l'augmentation de l'amplitude articulaire se situe surtout au maximum de flexion atteint pendant la phase d'oscillation. En augmentant le degré de flexion du genou, les sujets diminuent le rayon de gyration du membre inférieur au début de la phase d'oscillation, ce qui permet d'augmenter la vitesse angulaire de ce dernier et, conséquemment, d'augmenter la longueur des pas. Au niveau de la hanche, l'augmentation de l'amplitude articulaire est principalement due à une augmentation de l'extension maximale observée à environ 50% du cycle de marche. Cette augmentation de

l'extension permet une fois de plus d'augmenter la longueur des pas. Malgré une amélioration statistiquement significative, la valeur de l'amplitude articulaire utilisée à la hanche durant un cycle de marche demeure plus faible à six mois que la valeur retrouvée chez le groupe contrôle. Ce résultat peut être expliqué par le fait que le rétablissement n'est pas complet six mois après la chirurgie et donc, qu'il est possible que des contractures soient encore présentes au niveau des tissus mous. La littérature est effectivement très claire à ce sujet; les études rapportent que le rétablissement du patron de marche plafonne entre 1,5 et 2 ans (Berman et al., 1991; Long et al., 1992; Miki et al., 2004; Shih et al., 1994). Notre hypothèse quant à l'évolution des paramètres cinématiques, qui était de voir une amélioration des amplitudes articulaires utilisées durant un cycle de marche entre les deux évaluations, a été validée par nos résultats.

### Variables cinétiques

Avant la chirurgie, le travail mécanique retrouvé à H2 était plus faible pour le groupe resurfaçage que pour le groupe contrôle, et ce, indépendamment de la vitesse de marche. Nos résultats démontrent que ce faible travail mécanique est dû à un moment de force inférieur aux valeurs normales (non démontré). Nous croyons que cette différence est une fois de plus une conséquence de la douleur. En effet, les contractions musculaires augmentent les forces os sur os et, par conséquent, probablement la douleur. Il est donc possible que des patients aux prises avec une douleur constante cherchent à réduire l'intensité des contractions musculaires et, par conséquent, les moments de force, les puissances ainsi que le travail mécanique,

dans le but de minimiser la douleur. Cette augmentation de l'énergie absorbée par les fléchisseurs de la hanche (H2) permet aux sujets du groupe resurfaçage d'améliorer le contrôle du tronc durant la phase de simple support.

Notre hypothèse de départ était de voir une augmentation du travail mécanique à toutes les phases de génération de puissance étant directement responsables d'une augmentation de la vitesse de marche, c'est-à-dire les bouffées de génération d'énergie A2, H1 et H3. Les résultats n'ont pas validé notre hypothèse sur ce plan. Nous expliquons ceci par le fait que les sujets utilisent différentes stratégies pour augmenter la vitesse de marche. Effectivement, cinq sujets ont augmenté la vitesse en raison d'une augmentation de l'énergie générée en A2, H1 et H3, tel que prévu par notre hypothèse, alors que deux sujets ont utilisé une stratégie différente; ils ont diminué l'absorption d'énergie réalisée par le genou en K3 et K4. Un regard au rôle joué par ces deux phases spécifiques permet de bien comprendre cette stratégie. En effet, K3 est une contraction excentrique des extenseurs du genou réalisée immédiatement après la poussée à la cheville et ayant pour but de contrôler la flexion du genou observée au début de la phase d'oscillation. Ensuite, K4 est une contraction excentrique des fléchisseurs du genou, qui vise à contrôler l'extension du genou en vue du prochain contact talon. La diminution du travail mécanique réalisé en K3 permet donc de fléchir davantage le genou au début de la phase d'oscillation, et la diminution du travail mécanique à K4 permet d'augmenter l'extension du genou en fin de phase d'oscillation. La combinaison de ces deux éléments résulte en une augmentation de la longueur de pas et, par conséquent, de la vitesse de marche. La présence de ces deux stratégies

explique pourquoi les différences attendues n'ont pas été observées lors de l'analyse statistique.

Afin de vérifier la validité de cette explication, nous avons répété l'analyse statistique en excluant cette fois les 2 sujets ayant utilisé la seconde stratégie. Les résultats de cette nouvelle analyse statistique sont présentés au Tableau VI. La variable « énergie totale générée ( $\dot{E} +$ ) », qui représente l'énergie totale générée durant un cycle de marche (somme de A2, H1 et H3), a été ajoutée pour représenter de façon globale la stratégie la plus communément utilisée, soit l'augmentation du travail mécanique effectué lors de ces trois phases de génération d'énergie.

Tableau VI – Travail mécanique (J/kg), moyenne (écart-type). † Significativement différent de la condition post-opératoire ( $p < 0.05$ ). § Significativement différent du groupe contrôle ( $p < 0.05$ ).

	Resurfaçage (n=5)		Contrôle (n=5)
	pré-opératoire	post-opératoire	
A2	0.34 (0.05) †	0.47 (0.06) §	0.37 (0.06)
H1	0.07 (0.09)	0.05 (0.05)	0.03 (0.04)
H3	0.09 (0.02)	0.14 (0.04)	0.13 (0.02)
$\dot{E} +$	0.55 (0.11) †	0.74 (0.13) §	0.60 (0.09)

Tel qu'illustré sur le Tableau VI, l'énergie totale générée est augmentée de façon statistiquement significative entre les deux évaluations, et ce, indépendamment de la vitesse de marche. Cette variable est également significativement plus élevée pour le groupe resurfaçage six mois après la chirurgie, toujours indépendamment de la vitesse de marche. Le fait qu'une plus grande quantité d'énergie soit générée pour permettre aux sujets du groupe resurfaçage de marcher reflète une perte d'efficacité à la marche (Shelburne, Torry et Pandey, 2005). Les résultats nous démontrent également que cette plus grande quantité

d'énergie générée est en grande partie due à une augmentation du travail mécanique à A2. On note effectivement une augmentation statistiquement significative de ce paramètre entre les deux évaluations, ainsi qu'une valeur supérieure chez le groupe resurfaçage que chez le groupe contrôle après la chirurgie, signe d'une plus grande contribution de la cheville lors de la propulsion. Les résultats démontrent également une tendance de la part du groupe resurfaçage à diminuer la génération d'énergie à la hanche (H3) avant la chirurgie, c'est-à-dire le travail réalisé par les fléchisseurs de la hanche lors de la propulsion. Il serait intéressant de répéter cette analyse avec un plus grand nombre de sujets, de manière à pouvoir créer deux groupes de sujets en fonction de la stratégie utilisée pour augmenter la vitesse de marche. Selon le logiciel JMP 4 (Statistical discovery software, SAS Institute Inc., Cary, NC, USA), la taille de cet échantillon devrait être de 12 sujets pour arriver à une différence significative sur le plan du H3.

#### Limites de l'étude et recommandations

Le domaine de la chirurgie orthopédique de la hanche est actuellement en plein essor et l'intérêt grandissant pour l'arthroplastie de resurfaçage en fait un sujet de prédilection pour d'éventuelles études.

Bien que la présente étude renseigne quant au pronostic à moyen terme de cette technique, elle ne fournit aucune information en ce qui concerne le pronostic à long terme. Peu d'information est disponible dans la littérature à ce sujet, ainsi, il serait très intéressant de poursuivre l'étude de prolonger la durée du suivi jusqu'au

rétablissement maximal, qui nécessite entre 1,5 et 2 ans (Berman et al., 1991; Long et al., 1992; Miki et al., 2004; Shih et al., 1994).

Par ailleurs, le nombre de sujets inclus dans notre étude, bien que suffisant pour tirer certaines conclusions, constitue l'une des principales limites. Il serait donc recommandé d'inclure un plus grand nombre de sujet dans un futur projet, ce qui permettrait de constituer deux groupes en fonction de la stratégie utilisée pour augmenter la vitesse de marche, de manière à être en mesure de valider l'explication fournie dans la présente étude concernant l'évolution des paramètres cinétiques.

L'utilité et l'importance de l'évaluation biomécanique du patron locomoteur des patients avant et après la chirurgie ont été bien démontrées par la présente étude. Par conséquent, le rôle du kinésiologue dans un tel projet est fondamental; effectivement, son expertise et sa compréhension du mouvement humain lui permettent de réaliser les évaluations du patron de marche et d'en tirer les conclusions appropriées.



## CHAPITRE 5 - CONCLUSION

Les résultats de l'étude ont permis de mieux comprendre les impacts de l'arthroplastie de resurfaçage sur le patron de marche. L'impact d'une telle étude dans le domaine de la chirurgie orthopédique de la hanche est considérable car elle permet de documenter l'installation des prothèses de resurfaçage.

Bien que certaines anomalies subsistent six mois après la chirurgie, la démarche est grandement améliorée suite à l'arthroplastie de resurfaçage. Effectivement, nos résultats démontrent un rétablissement de la vitesse de marche, de la longueur des pas, de la cadence, de l'amplitude articulaire au genou ainsi que de l'énergie mécanique absorbé par les fléchisseurs de la hanche lors de la phase de support. On observe également une amélioration de l'amplitude articulaire à la hanche, bien que ce paramètre n'ait pas atteint les valeurs des sujets contrôles après six mois.

Les sujets du groupe resurfaçage ont utilisé des stratégies différentes pour augmenter la vitesse de marche; certains ont augmenté le travail mécanique généré en A2, H1 et H3, c'est-à-dire qu'ils ont augmenté la propulsion, alors que d'autres ont diminué l'absorption en K3 et en K4. Cependant, afin de valider cette explication et d'avoir une meilleure vision des résultats une fois le plateau fonctionnel atteint, cette étude devrait être poursuivie, incluant un plus grand nombre de sujets.

## BIBLIOGRAPHIE

- 1- Aminian, K., Rezakhanlou, K., De Andres, E., Fritsch, C., Leyvraz, P. F., Robert, P. (1999). Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. Medical and Biological Engineering and Computing, 37: 686-691.
- 2- Amstutz, H. C., Thomas, B. J., Jinnah, R., Kim, W., Grogan, T., Yale, C. (1984). Treatment of primary osteoarthritis of the hip. Journal of Bone and Joint Surgery (Am), 66:228-241.
- 3- Amstutz, H. C., Beaulé, P.E., Dorey, F. J., Le Duff, M. J., Campbell, P. A., Gruen, T. A. (2004). Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six year follow-up study. Journal of Bone and Joint Surgery (Am), 86: 28-39.
- 4- Andriacchi, T. P., Ogle, J. A., Galante, J. O. (1977) Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. Journal of Biomechanics, 10: 261-268.
- 5- Barber, T. C., Roger, D. J., Goodman, S. B., Schurman, D. J. (1996). Early outcome of total hip arthroplasty using the direct lateral vs the posterior surgical approach. Journal of Orthopedics, 10:873-875.
- 6- Beaulé, P. E., Antoniadou, J. (2005). Patients selection and surgical technique for surface arthroplasty of the hip. Orthopedic Clinics of North America, 36:177-185.

- 7- Berman, A.T., Quinn, R. H., Zarro, V. J. (1991). Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacement. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72: 190-194.
- 8- Brand, R. A., Yack, H. J. (1996). Effects of leg length discrepancies on the forces at the hip joint. Clinical Orthopaedics and Related Research, 333 :172-180.
- 9- Bresler, B., Frankel, J. P. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. Trans. ASME, 72:27-36.
- 10- Charnley, J. (1972). The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. Journal of Bone and Joint Surgery (Br), 54:61-76.
- 11- DeSmet, K. A., Pattyn, C., Verdonk, R. (2002). Early results of primary Birmingham hip resurfacing using a hybrid metal-on-metal couple. Hip International, 12: 158-162.
- 12- Flegal, K.M., Carroll, M. D., Ogden, C. L., Johnson, C. L. (2002). Prevalence and trends in obesity among US adults, 1999-2000. The Journal of the American Medical Association, 288: 1723-1727.
- 13- Giles, L. G. F., Taylor, J. R. (1981). Low-back pain associated with leg length inequality. Spine, 6 : 510-521.
- 14- Girard, J., Lavigne, M., Vendittoli, P-A., Roy, A.G. (2006). Biomechanical reconstruction of the hip. Journal of Bone and Joint Surgery (Br), in press.

- 15- Gofton, J. P. (1971). Studies in osteoarthritis of the hip: part IV biomechanics and clinical considerations. Canadian Medical Association Journal, 104:1007-1011.
- 16- Gore, D.R., Murray, M.P., Gardner, G.M., Sepic, S.B., (1985). Hip function after total vs. surface replacement. Acta Orthopaedica Scandinavica, 56: 386-390.
- 17- Grigoris, P., Roberts, P., Panousis, K., Bosch, H. (2005). The evolution of hip resurfacing arthroplasty. Orthopedic Clinics of North America, 36:125-134.
- 18- Howie, D.W., McGee, M.A., Costi, K., Graves, S.E. (2005). Metal-on-metal resurfacing versus total hip replacement – The value of a randomized clinical trial. Orthopedic Clinics of North America, 36: 195-201.
- 19- Hurwitz, D.E., Sumner, D.R., Block, J.A. (2001). Bone density, dynamic joint loading and joint degeneration. Cells, Tissues, Organs, 169:201-209.
- 20- Karlson, E. W., Mandl, L. A., Awch, G. N., Sangha, O., Liang, M. H., Grodstein, F. (2003). Total hip replacement due to osteoarthritis: the importance of age, obesity, and other modifiable risk factors. The American Journal of Medicine, 114:93-98.
- 21- Kirtley, C., Whittle, M. W., Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. Journal of Biomedical Engineering, 7: 282-288.
- 22- Inman, V. T., Ralston, H. J., Todd, F. (1981). Human Walking. In: Human Walking. Baltimore. MD: Williams and Wilkins. 128 pp.

- 23- Laufer, Y. (2005). Effects of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. The Journal of Gerontology, 65: 627-632.
- 24- Loizeau, J., Allard, P., Duhaime, M., Landjerit, B. (1995). Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 76: 552-557.
- 25- Long, W.T., Dorr, L.D., Healy, B., Perry, J. (1992) Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research, 288: 73-77.
- 26- Loughhead, J. M., Chesney, D., Holland, J. P., McCaskie, A. W. (2005) Comparison of offset in Birmingham hip resurfacing and hybrid THA. The Journal of Bone & Joint Surgery, 87: 163-166.
- 27- Manninen, P., Riihimäki, H., Heliovaara, M., Mäkelä, P. (1996). Overweight, gender and knee osteoarthritis. International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders, 20:595-597.
- 28- McMinn, D.J.W., Daniel, J., Ziaee, H. (2005). Controversial topics in orthopaedics: metal-on-metal. The Royal College of Surgeons of England, 87: 411-418.
- 29- Miki, H., Sugano, N., Hagio, K., Nishii, T., Kawakami, H., Kakimoto, A., Nakamura, N., Yoshikawa, H. (2004). Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. Journal of Biomechanics, 37: 443-455.

- 30- Murray, M. P., Mollinger, L. A., Gardner G. M., Sepic, S. B. (1984). Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. Journal of Orthopaedic Research, 2: 272-280.
- 31- Murray, M.P., Kory, R. C., Clarkson, B. H., Sepic, S. B. (1966). Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. American Journal of Physical Medicine, 45: 8-24.
- 32- Murrell, P., Cornwall, M. W., Doucet, S. K. (1991). Leg length discrepancy: effect on the amplitude of postural sway. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72 : 646-648.
- 33- Nantel, J., Brochu, M., Prince, F. (sous presse). Kinematic and kinetic comparison of obese and non obese children during self-paced walking. Obesity Research.
- 34- Nishio, A., Eguchi, M., Ogata, K. (1982). Socket and cup surface replacement. Orthopedic Clinics of North America, 13: 843-856.
- 35- Nolan, L., Wit, A., Dudzinski, K., Lees, A., Lake, M., Wychowanski, M. (2003). Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. Gait & Posture, 7:142-151.
- 36- Papaioannou, T., Stokes, I., Kenwright, J. (1982) Scoliosis associated with limb-length inequality. Journal of Bone Joint Surgery, 64: 759-762.
- 37- Perrin, T., Dorr, L.D. Perry, J., Gronley, J., Hull, D.B. (1985). Functional evaluation of total hip arthroplasty with five to ten year follow-up evaluation. Clinical Orthopaedics and Related Research, 195: 252-260.

- 38- Perron, M., Malouin, F., Moffet, H., Mc Fadyen, B.J. (2000). Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. Clinical Biomechanics, 15: 504-515.
- 39- Perry, J. (1992). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. 556 pp.
- 40- Petty, W. (1991). Total joint replacement. Saunders, Philadelphia. 285 pp.
- 41- Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. Gait and Posture, 5: 128-135.
- 42- Institut canadien d'information sur la santé (2004). Registre canadien des remplacements articulaires. Ottawa, Canada. 103 pp.
- 43- Rieker, C.B., Shon, R., Konrad, R., Liebentritt, G., Gnepf, P., Shen, M., Roberts, P., Grigoris, P. (2005). Influence of the clearance on in vitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing hip implants. Orthopedic Clinics of North America, 36:135-142.
- 44- Schmalzried, T. P., Fowble, V. A., Ure, K. J., Amstutz, H. C. (1996). Metal on metal surface replacement of the hip. Clinical Orthopaedics and Related Research, 329: 106-114.
- 45- Schmalzried, T. P., Jasty, M., Harris, W. H. (1992). Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. Journal of Bone Joint Surgery, 76:677-688.
- 46- Shih, C. H., Du, Y. K., Lin, Y. H., Wu, C. C. (1994). Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research, 302: 115-120.

- 47- Silva, M., Lee, K.H., Heisel, G., Dela Rosa, M.A., Schmalzried, T.P. (2004). The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty. Journal of Bone and Joint Surgery inc., 86: 40-46.
- 48- Shelburne, K. B., Torry, M. R., Pandy, M. G. (2005). Muscle, ligament and joint-contact forces at the knee during walking. Medical & Science in Sports & Exercise, 37:1948-1956.
- 49- Statistique Canada, [www.statcan.ca](http://www.statcan.ca), 12/01/2006.
- 50- Stürmer, T., Gunther, K.P., Brenner, H. (2000). Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the ulm osteoarthritis study. Journal of Clinical Epidemiology, 53:307-313.
- 51- Trudelle-Jackson, E., Smith, S.S. (2004). Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomised controlled trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85: 1056-1062.
- 52- Vingard, E. (1991) Overweight predisposes to coxarthrosis. Acta Orthopaedica Scandinavica, 62:106-109.
- 53- Ward, S., Powers, C. M. (2004). The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. Clinical Biomechanics, 19:1040-1047.
- 54- Winter, D. A. (1990) The Biomechanics and Motor Control of Human Gait, 2<sup>nd</sup> ed. Ontario, Presse de University of Waterloo. 277 pp.



- 55- Winter, D. A. (1991) The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, 2<sup>nd</sup> ed. Ontario, Presse de University of Waterloo. 143 pp.
- 56- Winter, D. A., Eng, P. (1995). Kinetics: our window into the goals and strategies of the Central Nervous System. Behavioural Brain Research, 67:111-120.
- 57- Yuan, L. C., Shih, C. H. (1999). Dislocation after total hip arthroplasty. Archives of orthopaedic and trauma surgery, 119:263-266.
- 58- Zwartelé, R. E., Brand, R., Doets, H. C. (2004). Increased risk of dislocation after primary total hip arthroplasty in inflammatory arthritis. Acta Orthopaedica Scandinavica, 75:684-690.

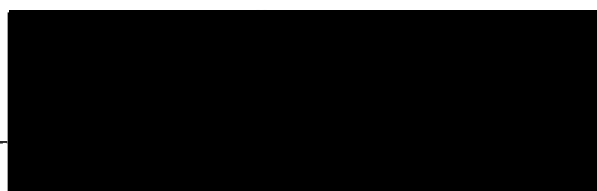
ANNEXE 1

Véronique Villaggi  
M. Sc. Sciences de l'activité physique  
2-350-1-0

Villaggi, V., Nantel, J., Termoz, N., Vendittoli, P-A., Lavigne, M., Prince, F. Gait analysis after hip resurfacing arthroplasty. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. (en préparation)

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Véronique Villaggi inclue cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre : « Comparaison du patron locomoteur entre les patients ayant subi une arthroplastie de resurfaçage de la hanche et les sujets contrôles. »

Julie Nantel, MSc  
Coauteur



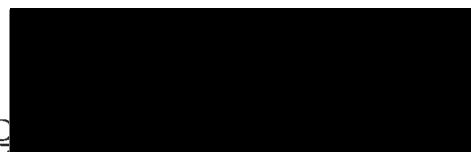
05-04-06  
Date

Nicolas Termoz, PhD  
Coauteur



05/04/06  
Date

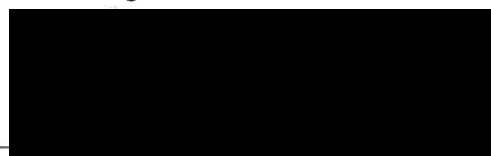
Pascal-André Vendittoli, MD  
Coauteur



Signature

11/04/06  
Date

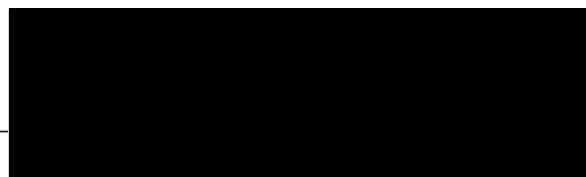
Martin Lavigne, MD  
Coauteur



Signature

11-04-06  
Date

François Prince, PhD  
Coauteur



05/04/06  
Date

